

Technická univerzita v Liberci

Fakulta textilní

DIPLOMOVÁ PRÁCE

VÝVOJ NANOVLÁKENNÝCH MATERIÁLŮ PRO KRYTY RAN

2012

Bc. Ilona Pirichová

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI

Fakulta textilní

Obor:

Textilní materiálové inženýrství

Katedra textilních materiálů

VÝVOJ NANOVLÁKENNÝCH MATERIÁLŮ PRO KRYTY RAN

DEVELOPMENT OF NANOFIBROUS MATERIALS FOR COVERS WOUNDS

Vedoucí diplomové práce: Ing. Petr Mikeš Ph.D.

Konzultant: Ing. Jiří Chaloupek Ph.D.

Číslo diplomové práce: 594

Rozsah práce: 85

Počet stran textu: 68

Počet obrázků: 36

Počet tabulek: 13

Počet grafů: 9

Počet příloh: 2

Počet pramenů: 33

ANOTACE

Diplomová práce se zabývá vývojem nanovláknenných materiálů pro kryty ran. Nanomateriály jsou v dnešní době s úspěchem používány v různých výzkumných a vývojových projektech v medicíně a farmacii, proto dnes často hovoříme o nanomedicíně. Léčba rány klade velký důraz na moderní nanovláknenné materiály na kryty ran a na požadavky, které jsou kladeny na strukturu a přípravu nanovláknenných materiálů i s ohledem na jejich biokompatibilitu a biodegradabilitu. Nanomateriály se pro své specifické vlastnosti neustále vyvíjí a jejich význam v hojení ran roste.

Tato práce popisuje přípravu a testování sorpčních vlastností zeolitového prášku v nanovláknenné vrstvě a ve struktuře netkané textilie vpichované. Cílem práce je také měření sorpčních vlastností samotného zeolitového prášku na přístroji KRÜSS. Jako materiál pro výrobu nanovláknenných vrstev byl použit 12% polyvinylalkohol a 14% polylakton. Netkaná textilie vpichovaná byla vyrobena z polyesterového vlákna. Oba materiály obsahující různé frakce zeolitu byly následně porovnány.

ANNOTATION

The thesis deals with the development of nanofibrous materials for wound covers. Nanomaterials are now successfully used in various projects in medicine and pharmacy, so today we often speak about nanomedicine. Healing of wounded places demand strong emphasis on advanced nanofibrous materials to cover wounds it as well the needs demands the structure and preparation of nanofibrous materials with respect to their biocompatibility and biodegradability. Using of nanomaterials for their specific properties and their evolutionary significance in wound healing grow.

In the experimental part is described the preparation and testing of sorption properties of nanofibrous structures and needled nonwovens. Both structures consist of different faction of powder coating zeolit. The aim of this work is also experimental measurement of sorption properties of the powder itself by the KRÜSS device. As the material for the production of nanofibrous layer the 12% polyvinyl alcohol and 14% polycaprolactone was used. Needled non-woven fabric was prepared from polyester fibers. Both the zeolite containing various fractions were then compared.

KLÍČOVÁ SLOVA

baktericidní nanotkaniny, biomedicínální polymery, hojení ran, kolagen, kyselina polymléčná, kyselina polyglykolová, kyselina hyaluronová, polyvinylalkohol, polykaprolakton, nanovlákno, netkaná textilie

KEY WORDS

bactericidal nanofabric , biomedical polymers, wound healing, collagen, polylactic acid, polyglycolic acid, hyaluronic acid, polyvinyl alcohol, polycaprolactone, nanofibers, non-woven fabric

MÍSTOPŘÍSEŽNÉ PROHLÁŠENÍ

„Místopřísežně prohlašuji, že jsem svoji diplomovou práci vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury.“

Datum: 9. května 2012

.....

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu mé diplomové práce, panu Ing. Petru Mikešovi Ph.D. za jeho připomínky, rady a ochotu projevenou při vzniku této práce. Také děkuji panu Ing. Bc. Ondřejovi Novákovi Ph.D. a paní Ing. Bc. Evě Košťákové Ph.D. za pomoc při měření sorpčních vlastností nanovláknenné vrstvy a vrstvy netkané textilie se zeolitovým práškem i sorpce samotného zeolitového prášku. Dále děkuji panu Ing. Davidu Langovi CSc. za poskytnutí zajímavých informací o baktericidních nanotkaninách do teoretické části diplomové práce.

Poděkování patří rovněž mému manželovi za velkou trpělivost a psychickou podporu po celou dobu studia, synovi a dceři za motivaci a pomoc. V neposlední řadě děkuji vedení SOŠ v Lounech za poskytnutí výborných podmínek pro studium při zaměstnání.

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

Ag	stříbro
Ca ⁺	kladně nabitý iont vápníku
K ⁺	kladně nabitý iont draslíku
Na ⁺	kladně nabitý iont sodíku
NaCl	chlorid sodný
BP	biomedicinální polymer
DL-PLA	amorfní polymer kyseliny polymléčné
KH	kyselina hyaluronová
¹ O ₂	singletový kyslík
PCL	polykaprolakton
PGA	kyselina polyglykolová
PLA	kyselina polymléčná
PU	polyuretan
PVA	polyvinylalkohol

OBSAH

ÚVOD.....	11
I. TEORETICKÁ ČÁST	12
1 Historie a současnost hojení ran	12
1.1 Historické mezníky v hojení ran	12
1.2 Současná léčba ran	13
2 Nanovláknenné materiály na kryty ran	13
2.1 Požadavky na materiály	14
2.2 Použití nanovláknenných materiálů na kryty ran	15
2.2.1 Vlastnosti nanovláknenných materiálů	16
2.2.2 Nanovláknena v plošných strukturách – vrstvy	17
2.2.3 Nanovláknena v objemových strukturách – objemné útvary, vaty	18
2.3 Příprava nanovláken	19
2.4 Biokompatibilní a biodegradabilní nanovláknena	21
2.5 Baktericidní nanotkaniny	24
3 Sorpční materiály pro kryty ran	27
4 Terapeutické kryty ran	30
4.1 Konzervativní léčba rány pomocí moderních terapeutických krytů	30
4.1.1 Hydrokoloidy	31
4.1.2 Hydrogely	32
4.1.3 Kryty s aktivním uhlím a stříbrem	34
4.1.4 Antiseptické kryty ran se stříbrem	35
4.1.5 Algináty	37
4.1.6 Neadherentní pěnové kryty	38
4.1.7 Transparentní filmové kryty	40
4.1.8 Bioaktivní kryty	41
4.1.9 Kryty na rány s hyaluronovou kyselinou	43
II. EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST	46
5 Vytvoření nanovláknenné vrstvy	46
5.1 Mletí zeolitu	46
5.2 Sítování zeolitového prášku	47
5.3 Příprava roztoků 12% PVA a 14% PCL	48
5.4 Elektrostatické zvlákňování – Nanospider	49

6	Testování rozpustnosti nanovlákněné vrstvy	51
6.1	Testování rozpustnosti nanovlákněné vrstvy PVA	52
6.2	Testování rozpustnosti nanovlákněné vrstvy PCL.....	53
7	Vytvoření vrstvy netkané textilie.....	55
7.1	Aplikace zeolitového prášku do vrstvy NT	56
7.2	Testování rozpustnosti netkané textilie.....	57
8	Měření sorpčních vlastností zeolitu	59
8.1	Měření na přístroji KRÜSS K12.....	59
III.	DISKUSE.....	63
	Testování sorpčních vlastností PVA a PCL	63
	Testování sorpčních vlastností netkané textilie vpichované	65
	Měření sorpčních vlastností zeolitu.....	65
	ZÁVĚR.....	67
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	69
	SEZNAM PŘÍLOH	72

ÚVOD

V současné době se setkáváme se vzrůstajícím zájmem o problematiku hojení ran. Cílem je spokojenost a komfort pacienta a omezení traumatu zejména při převazu rány. Na vlastnostech použitých materiálů závisí vhodnost konkrétního obvazu na hojící se proces rány. Ideální materiál ke krytí chronických ran je neadherentní, netoxický a nevyvolává alergické reakce. S výhodou mohou tyto materiály také přispívat k procesu hojení ran jako nosiče pro místní léčbu, absorbenty zápachu a látky udržující podmínky pro hojení ran.

Teoretická část diplomové práce popisuje použití, vlastnosti a formy nanovláknenných materiálů, charakteristiku biokompatibilních a biodegradabilních nanovláken vhodných na kryty ran, seznamuje nás také s významnými sorpčními materiály, které nacházejí uplatnění v moderní medicíně jako je mikrofilamentární uhlík a zeolit. Do popředí zájmu se také dostávají nanotkaniny, které mohou být nejen výbornými nosiči transportních léčiv, ale mají velký význam například ve fotodynamické léčbě.

V experimentální části práce je popsána příprava nanovláknenné vrstvy a testování sorpčních vlastností nanovláknenné vrstvy z hydrofilního 12% PVA a hydrofobního 14% PCL s inkorporovaným zeolitovým práškem různé frakce. Nanovláknenné vrstvy PVA a PCL byly vyrobeny elektrostatickým zvlákněním technikou Nanospider. Sorpční vlastnosti nanovláknenných vrstev byly porovnány nejen mezi sebou, ale také s netkanou textilií vpichovanou, která obsahovala rovněž inkorporovaný zeolitový prášek různé frakce. Výsledky měření mohou být využity při dalším vývoji nanovláknenných materiálů na kryty ran.

I. TEORETICKÁ ČÁST

Teoretická část diplomové práce se zabývá vývojem nanovláknenných materiálů na kryty ran. V jednotlivých kapitolách je popsána historie a současnost léčby ran s důrazem na moderní nanovláknenné materiály pro kryty ran a na požadavky, které jsou kladeny na strukturu a přípravu nanovláknenných materiálů i s ohledem na jejich biokompatibilitu a biodegradabilitu. Poslední kapitola této práce se zabývá jednotlivými druhy terapeutických krytů ran, jejich použitím a významem při léčbě a hojení ran.

1 Historie a současnost hojení ran

Lidé se zajímali o hojení ran již od doby svého vzniku. Starodávni šamani tehdy používali dostupné primitivní postupy, věděli jak uzavřít ránu pomocí jednoduchých stripů a také znali význam primitivních přírodních antiseptik, jako jsou med nebo cukr (Holišová 2011). Historický a současný vývoj v léčbě ran popisuje následující kapitola.

1.1 Historické mezníky v hojení ran

Velký význam infekci v ráně přikládal již Hippokrates (460 – 370 př. n. l.), který vytvořil koncept primárního a sekundárního hojení ran a jako antiseptikum používal víno. Byl mezi prvními, kdo používal v léčbě pacientů s bércovým vředem kompresivní terapii. Encyklopedista ve starověkém Římě, A. C. Celsus, (53 př. n. l. – 7 n. l.) popsal pět známek zánětu: dolor, calor, tumor, rubor a functio laesa. Myšlenky řeckého lékaře Galéna (129 – 216 n. l.) přežívaly v praxi hodně dlouho a v podobě latinského rčení „pus laudabile“, což v češtině znamená chvála hnisu, se toto přesvědčení udrželo až do 15. století (Holišová 2011). Dnes zastáváme opačné stanovisko a rány ošetřujeme asepticky, abychom výskytu hnisání rány předcházeli.

Ačkoliv z našeho pohledu starověkému lékařství chybělo mnoho k dokonalosti, je fascinující, jak rozsáhlé znalosti staří lékaři měli a do jakých výkonů se i rutinně pouštěli (Holišová 2011).

Mezi významné průkopníky asepce a antisepce patřili v 19. století Robert Koch, který objevil stafylokoky v hnisu, Carl Sigmund Franz Credé zjistil, že roztok AgNO₃ snižuje výskyt těžkých infekcí v očích novorozenců do 28 dnů po narození. Tento roztok se

také velmi často používal jako antiseptikum u popálenin. Obrovský význam pro léčbu ran měl objev penicilinu Alexandrem Flemingem v roce 1928. Nová antibiotika postupně nahrazovala především u chronických ran různá lokální antiseptika. Od roku 1968 se začal k léčbě ran používat krém sulfadiizanu stříbra (Holišová 2011).

1.2 Současná léčba ran

Již v 60. letech našeho století bylo prokázáno, že rána, která se hojí ve vlhkém prostředí, má až o 40% kratší dobu hojení ve srovnání s krytím suchým obvazem. Metoda vlhkého hojení není úplně nová. Již staří Egypťané využívali hojivých účinků směsi medu a krve rozdrcených much a ptáků, rozdrcených semen a rozmačkaného ovoce. Aplikace medu do rány pomáhala udržovat vlhké prostředí (Štrágová 2011). O mnoho let později vystřídala zavedené postupy suchá sterilní gáza. Ta se vyznačovala dobrou sací schopností a ránu tím silně vysušovala. V 60. letech 20. století se podařilo prokázat příznivý vliv vlhkého hojení. V 70. letech se objevily první klinické práce popisující zkrácení doby hojení novou metodou vlhkého hojení ran. Přesto trvalo dalších téměř 30 let, než bylo vlhké hojení zavedeno do široké medicínské praxe. A proč vlhko? Protože tekutina, kterou rána vylučuje, obsahuje řadu růstových faktorů a výživných látek, které přispívají k úspěšnému hojení. Moderní materiály užívané k ošetřování ran jsou uzpůsobeny k tomu, aby v ráně vlhké prostředí udržovaly. Vedle již zavedených přípravků pro vlhké hojení ran se neustále vyvíjí nové preparáty s vylepšenou účinností. Tak zvané bioaktivní obvazy reagují přímo s látkami vylučovanými tkáněmi v ráně. Kromě toho, že dodávají ráně vlhkost, mají i schopnost chemicky vázat kyslíkové radikály vznikající při zánětlivých procesech, tím zabraňují jejich negativnímu působení v místě poranění (Štrágová 2011).

2 Nanovláknenné materiály na kryty ran

Správně zvolený krycí materiál by měl co nejlépe nahrazovat funkci neporušené kůže. Chrání organismus před mechanickými vlivy a vstupem infekce, také upravuje míru exsudace (pronikání tekutiny z cév, při jejich zvýšené propustnosti hlavně při zánětu nebo alergii), udržuje optimální vlhké prostředí (rána nevysychá ani nemaceruje)

a obecně podporuje probíhající procesy hojení (Stryja 2006). První část této kapitoly se zabývá základními požadavky na tyto materiály a ostatní části kapitoly popisují především nanovláknenné materiály, jejich vlastnosti, strukturu, výrobu a typy. Význam nanovláken v procesu hojení ran stále roste.

2.1 Požadavky na materiály

V posledních letech se setkáváme se stále vzrůstajícím zájmem o problematiku hojení ran. Je to dáno zájmem o spokojenost a komfort pacienta, novými poznatky a především zkušenostmi s používáním vlhké terapie. Krytí ran má stále za úkol chránit ránu před vnějšími vlivy, včetně infekcí, ale moderní krytí lze používat cíleně k ošetřování ran. Zda vyhovuje konkrétní obvaz specifickému procesu hojení rány, záleží na vlastnostech použitého materiálu. Ty potom určují, zda uvedený výrobek nalezne uplatnění i v péči o pacienty (Mrázová 2007).

Ideální krytí chronické rány by mělo splňovat několik požadavků. Udržování její přiměřené vlhkosti a zajištění vlhkého, ne mokrého prostředí při hojení je podmínkou, která je známá díky výzkumům prof. Wintera již od 60. let 20. století (Stryja 2006). Dostatečná permeabilita (propustnost) krytí pro plyny a vodní páry zabraňuje maceraci okolí kožního defektu. Ruku v ruce s tím přichází i požadavek na dostatečnou absorpční schopnost krytí, které současně musí ránu chránit proti infekci z okolí. Závažným problémem při převazech bývá bolest, které se věnuje i jeden z tzv. Position Documents, pravidelně vydávaných EWMA (European Wound Management Association). Ideální materiál ke krytí chronických ran je neadherentní, brání hojící se tkáni před traumatizací při výměnách, je netoxický a nesenzibilizující (Stryja 2006). S výhodou mohou tyto materiály také přispívat k procesu hojení ran jako nosiče pro místní léčbu, absorbenty zápachu a látky udržující podmínky pro hojení ran. Z materiálu by se neměly uvolňovat vláknenné ani jiné částice (Lukáš, 2008). Na obrázku 1 je znázorněn krycí obvaz na ránu s obchodním názvem QuickSeal Bandage, který je vyroben z aktivní karbonové textilie. Obvaz je absorbční, porézní a prostupný, vhodný pro absorpci organické látky, mikroorganismů, toxinů a nepříjemného zápachu. Tento materiál pomáhá zabránit infekcím, léčit infekce, snižovat náklady na léčbu ran a podporovat rychlejší vyhojení ran (Pospíšilová 2005). Součástí obrázku 1 je i pohled na obvaz s dvouvrstvovým krytím. Horní vrstvu tvoří netkaná bílá textilie vyrobená ze

směsi viskózního a polypropylenového vlákna, tvořícího neaktivovaný prostředek pro černý absorbent. Absorbent je vyrobený z elastických vláken a makroskopicky hladkým povrchem z hydrátcelulózových vláken. Tento produkt je součástí nové generace technologií a materiálů péče o ránu (Pospíšilová 2005).

V poslední době se často poukazuje na pozitivní ekonomické hledisko používání moderních materiálů v kontrastu s nákladnou terapií při použití sterilní gázy přímo na ránu (Stryja 2006).



Obrázek 1: QuickSeal Bandage a obvaz s dvouvrstevným krytím (QuickSeal)

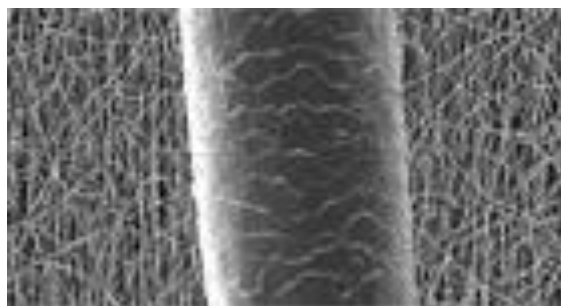
2.2 Použití nanovláknenných materiálů na kryty ran

Nanomateriály se v dnešní době s úspěchem používají v různých výzkumných a vývojových projektech v medicíně a farmacii, proto dnes často hovoříme o nanomedicíně. Za jednoho ze zakladatelů nanomedicíny lze považovat nositele Nobelovy ceny za fyziku Richarda Feynmana, který naznačil obrovské aplikační možnosti nanostruktur a jejich vlastností částice (Lukáš 2008). Výzkum se v zásadě ubírá ke čtyřem různým skupinám aplikací. V první řadě to jsou nosiče léků určené pro jejich cílenou distribuci, dále materiály pro tzv. regenerativní medicínu a hojení ran (tkáňové inženýrství, biokompatibilní materiály a vrstvy), za třetí nanosystémy pro přenos genetických informací a genovou terapii a za čtvrté biosenzory a diagnostické systémy (Gerla 2002). Díky tomu, že nanomateriály vykazují vysoce specifické a jedinečné vlastnosti, lze předpokládat, že systémy postavené na takovýchto materiálech budou mít v medicíně velkou budoucnost. Na základě marketingového průzkumu lze

řící, že medicína na takovéto materiály a výrobky z nich doslova čeká a v podstatě je na počátku jejich užívání (Gerla 2002).

2.2.1 Vlastnosti nanovláknenných materiálů

Nanovláknna bývají označována za materiály třetího tisíciletí, které mají přinést revoluci v medicíně, elektronice, automobilovém průmyslu, ve filtraci, v životním prostředí, nanokompozitech, ochranných pomůckách a bariérách. Nanovláknna mají až řádově větší specifickou plochu než mikrovláknno a vysokou porositu (Denninger 2006). S ohledem na horší mechanické vlastnosti se nanovláknna kombinují s podkladovým materiálem. Jednotlivá vlákna nejsou vidět ani pod optickým mikroskopem, jsou přibližně 1000 x tenčí než lidský vlas (obr. 2). Netušené možnosti se s nanovláknny otevírají například v medicíně. Přiložená nanovrstva umožní ráně dýchat, uvolňovat potřebné kapaliny, udržovat optimální vlhké klima rány a snižovat trauma pacienta při převazu rány. Cena a výrobní náklady nanovláknenných materiálů jsou v některých případech vyšší než u klasických materiálů, určitou nevýhodou může být i dlouhá doba dělicí vývoj nových materiálů a jejich uplatnění v praxi.



Obrázek 2: Porovnání nanovláknna s lidským vlasem (Stejskal 2011)

Nanovláknenné materiály se pro své specifické vlastnosti neustále vyvíjí. V současné době je to například kombinace nanovláken a fotosenzitizérů, kdy vznikne nanovláknenný materiál, který se sám dezinfikuje (Štěpán 2010). Fotosenzitizéry v nanomateriálu umožňují fotochemickou (ozáření světlem) reakci vysoce reaktivního tzv. singletového kyslíku, který je toxický a případné mikroby usmrtí. Podstatou objevu je kombinace vlastností singletového kyslíku a vlastností nanovláken. Nanovláknna mají

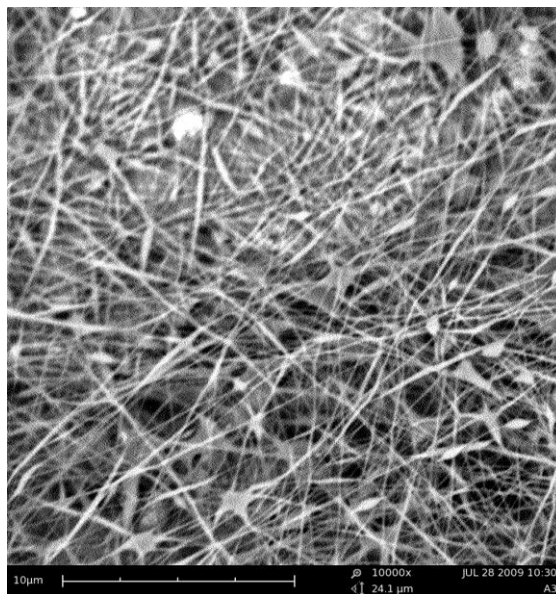
velký specifický povrch, kromě toho jsou ještě také průsvitná a jsou dobře přístupná kyslíku, ze kterého se fotochemicky generuje singletový kyslík, což je kyslík, který má molekulu v excitovaném stavu. Tímto objevem získává medicína prostředek pro léčbu takových zranění, kdy díky nanomateriálům vytvoříme “samodezinfikující se“ obvazy a náplasti ke krytí ran. Toto je důležité zejména při léčbě popálenin, které vyžadují opravdu sterilní krytí (Štěpán 2010). Vyvinuté nanotkaniny (obrázek 3) jsou velice tenké, lehké, vzdušné a mají antibakteriální účinky. Baktericidními nanotkaninami se bude zabývat jiná část této práce.



Obrázek 3: Nanotkanina (Štěpán 2010)

2.2.2 Nanovlákna v plošných strukturách – vrstvy

Nanovlákna ve vrstvě představují standardní textilní útvar. V principu se mohou vyskytovat dva typy nanovláknenných vrstev a to tak zvané netkané a tkané textilní útvary (Ramakrishna 2005). Společným znakem obou je to, že nanovlákna jsou položena přes sebe a prakticky nevystupují z roviny, kterou vytvářejí. Jejich struktura je ale značně odlišná. V netkaném nanotextilním útvaru jsou vlákna nahodile orientovaná, ve tkané nanotextilii mají „vyšší uspořádání“, jaké je v běžně tkané textilii. V současné době převládají netkané nanotextilie, které patří mezi nejpoužívanější makroskopické struktury (Petráš 2009). Pohled na vytvořenou nanovláknennou vrstvu ze 14% PVA (polyvinylalkohol) je na obrázku 4.



Obrázek 4: Nanovláknenná vrstva ze 14 % PVA

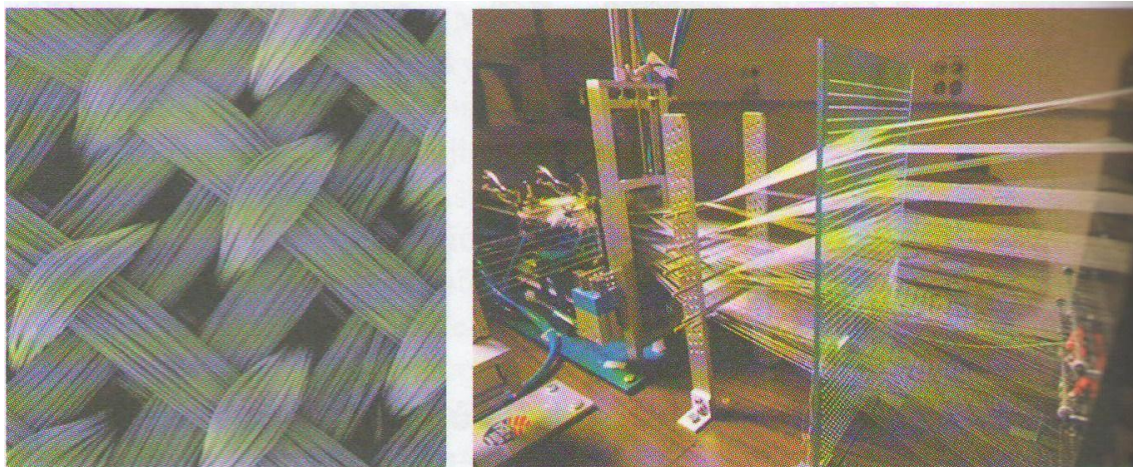
2.2.3 Nanovláknna v objemových strukturách – objemné útvary, vaty

Nanovláknna v tomto případě vstupují do třetího rozměru, kde také vznikají útvary s uspořádanými i neuspořádanými vlákny. Častější jsou útvary s nahodile uspořádanou strukturou, které připomínají objemnou vatu s větší nebo menší hustotou. Tyto materiály nacházejí dobré uplatnění zejména při separacích a v tkáňovém inženýrství (Abhay 2002). Textilie jsou velmi variabilní materiály, lze vyrobit různé typy textilních materiálů tkaných, pletených a splétaných se zaměřením na schémata trojrozměrných komplikovanějších textilních struktur. (Wnek 2004) Tkaní je zatím nejméně využívanou technologií výroby trojrozměrných materiálů.

Trojrozměrné tkaniny jsou zde využívány ve velmi omezené míře především pro svoji technologickou náročnost a menší tažnost a ohebnost. Vyrábějí se pomocí víceosnovního útku, detail struktury a tkalcovský stav, na kterém se tyto tkaniny vyrábějí, je znázorněn na obrázku 5 (Lukáš 2008). Technologie pletení je využívána pro výrobu plošných a zejména objemných materiálů. Pro svoji snadnou výrobu jsou trojrozměrné vysoce porézní pleteniny vhodné v tkáňovém inženýrství (Chen 2005).

Nejrozšířenější technologií pro možnost tvorby relativních trojrozměrných struktur jsou netkané textilie, protože jejich náhodná orientace vláken, vysoká porosita s vhodnou velikostí pórů, dostatečné mechanické vlastnosti a veliký měrný povrch vláken umožňují dobrou adhezi buněk, výhodou je i poměrně snadná a levná výroba.

Pro výrobu vláken, ze kterých vznikají tyto materiály, se používá často polymer kyseliny glykolové a deriváty kyseliny hyaluronové (Endres 2007, Milella 2002).

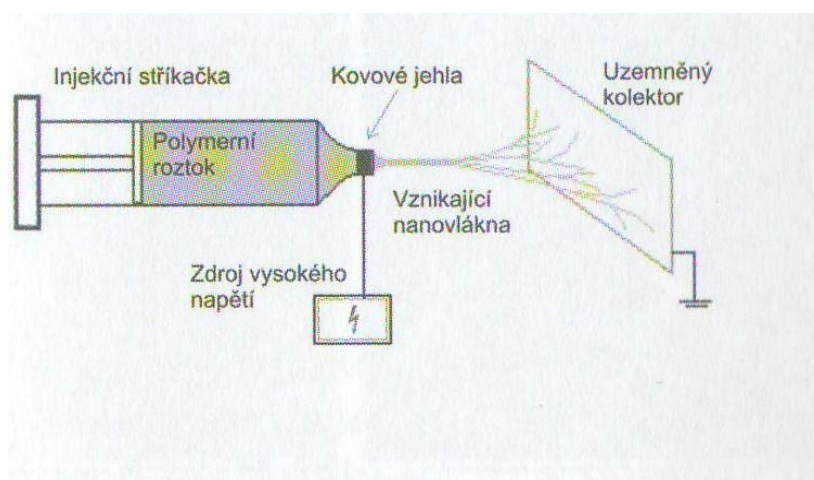


Obrázek 5: Detail struktury trojrozměrné tkaniny a tkací stroj, na kterém se tkanina vyrábí (Lukáš 2008)

2.3 Příprava nanovláken

Při přípravě nanovláken jsou sledovány běžné parametry, mezi které patří tloušťka, průměr vlákna a průměrná délka vlákna, plošná nebo objemová hmotnost, porosita, velikost plochy pórů a měrný povrch. Existuje řada způsobů pro přípravu nanovláken v laboratořích. Při postupu metodou **Dloužení** je k povrchu kapky prekursoru (roztok nebo tavenina polymeru) na pevné podložce připevněná kapilára (Petráš 2009). Metoda **Použití šablon** využívá membrány s velmi malými otvory, zde se protlačuje kapalný roztok polymeru do srážecí lázně a vzniká tak vlákno o průměru několika nanometrů (Wu 2004). Podstatou **Fázové separace** je oddělení dvou fyzikálně odlišných fází. Nejprve se připraví homogenní fáze, která se ochladí na teplotu, při které dojde k vytvoření gelu. Pak následuje postupné odstranění a nahrazení původního rozpouštědla ze struktury gelu, rozpouštědlem novým, zcela odlišných vlastností (například voda a tetrahydrofuran). Během tohoto stupně dojde k vytvoření vláknité nanoporézní struktury v původním gelu. Materiál je poté ochlazen na teplotu tuhnutí druhého rozpouštědla, které je za sníženého tlaku odstraněno sublimací (Zhang 2004, Petráš 2009). Výsledkem je objemný útvar s nanovláknennou vnitřní strukturou, tak zvaná nanovláknenná pěna o průměru vláken 50–500 nanometrů. **Foukání taveniny**

(Meltblowing) je nadějná metoda s možností přípravy a výroby nanovláken. Dnes jsou takto vyráběna standardní mikrovláknna. Tavenina polymeru je přivedena do trysky s mnoha otvory, do které je současně veden ohřátý a stlačený vzduch. Po vytlačení z otvorů je tavenina zachycena vzduchem a je dále unášena a dloužena. Vlastnosti vzniklých vláken nezáleží jen na konstrukčních parametrech zařízení, ale také na vlastnostech polymerní tkaniny a parametrech proudícího vzduchu (Petráš 2009). Touto metodou se dají vyrábět plošné i objemové vlákenné útvary. Nejrozšířenější metodou výroby nanovláken je **Elektrostatické zvlákňování**. Znamé jsou tři způsoby – zvlákňování z hrotu, jehly (schéma je vidět na obrázku 6) nebo pomocí zařízení Nanospider. Princip elektrostatického zvlákňování spočívá v tom, že se z kapky polymeru, která prochází elektrickým polem s napětím asi 50 kV, tvoří kapiláry. Vzniklá nanovláknna dopadají neuspořádaně na kolektor, který se pohybuje po povrchu elektrody (Ramakrishna, 2005). Nanovláknna mají průměr řádově desítky až stovky nanometrů.



Obrázek 6: Schéma elektrostatického zvlákňování z jehly (Lukáš 2008)

Nanospider je unikátní technologie, díky níž je možné nanovláknna a nanovláknenné textilie vyrábět v průmyslovém měřítku. Tato technologie byla vynalezena na Technické Univerzitě v Liberci na Katedře netkaných textilií, a následně patentována.

Partnerem a podporou TUL v dalším vývoji této technologie se stala společnost Elmarco, která získala licenci na výrobu a prodej Nanospideru. Technologie Nanospider umožňuje průmyslově vyrábět nanovláknna o průměru 50–500 nm. Vzhledem k nízké

hmotnosti nanovláken je při jejich výrobě spotřebováno malé množství polymerů. I když jsou některé polymery drahé, nanovláknem přijde relativně levně, řádově na jednotky až desítky korun na metr čtvereční (Peter 2007). A jakým způsobem Nanospider pracuje? Základním prvkem stroje jsou dvě elektrody, mezi nimiž existuje elektrostatické pole. Spodní elektroda má tvar válce, který je ponořen do roztoku polymeru. Válec se otáčí a na jeho povrchu jsou vytvářeny kónusy z roztoku polymeru, ze kterých jsou působením elektrostatického pole vydloužena vlákna až ke druhé elektrodě. Vlákna jsou chaoticky ukládána na podkladovou Spunbond textilií (Peter 2007). Je to tedy velice jednoduchý princip, za všechno mohou elektrostatické síly, které z polymeru vydlouží vlákno na podklad (Lukáš 2008). Klíčové jsou samozřejmě vlastnosti polymerů, řada parametrů jako jejich vodivost nebo viskozita musí být nastavena tak, aby proces výroby nanovláken fungoval (Lukáš 2008). Na obrázku 8 je znázorněn Nanospider, který umožňuje vyrábět nanovláknem průmyslovým způsobem.



Obrázek 8: Nanospider (Vališ 2004)

2.4 Biokompatibilní a biodegradabilní nanovláknem

Biomedicinální polymery (BP) nacházejí široké uplatnění v medicínských jednorázových aplikacích, protetických materiálech, implantátech, mimotělních přístrojích, nosičích léčiv, tkáňovém inženýrství a v ortodoncii. Jejich hlavní výhodou ve srovnání s jinými materiály je snadné formování přesného tvaru, snadná sekundární zpracovatelnost, dosažení potřebných mechanických a fyzikálních vlastností jako jsou

pevnost, elasticita a stálost, sterilizovatelnost, zpracovatelnost a především biokompatibilita. BP by neměl nepříznivě ovlivňovat okolní fyziologické prostředí. BP musí vykazovat netoxické chování a žádné alergické reakce, neboť nepříznivá odezva organismu se může projevit například zvýšenou náchylností k infekcím, trombogenitou nebo alergickými reakcemi (Lukáš 2008).

Nanovlákná jsou pro své specifické vlastnosti stále více využívána v medicíně, proto je kladen důraz na přípravu materiálů, které se v organismu dostatečně rychle a bez vedlejších účinků odbourají. Mezi tyto textilní materiály patří řada přírodních a syntetických polymerů (Petráš 2009).

Ze syntetických polymerů jsou významné kyselina polymléčná (PLA) a její kopolymery, kyselina polyglykolová (PGA), polykaprolakton a polyuretany (Yang 2004). PLA je biodegradabilní, termoplastický polyester z obnovitelných zdrojů, výchozí surovinou je kukuřičný škrob nebo cukrová řepa, ze kterého se PLA získává fermentací (Lukáš 2008). Pro řízený transport léčiv se používá kyselina DL-PLA, což je amorfní polymer, který má velmi krátký čas degradace. Při hydrolytické degradaci vzniká kyselina mléčná, která je součástí Krebsova cyklu, jehož konečnými produkty jsou oxid uhličitý a voda (Lukáš 2008). Rozpad PGA závisí na teplotě, pH, molekulové hmotnosti a na stupni krystalinity. Produktem degradace je kyselina glykolová, která se částečně vyloučí z těla močí, úplně je z organismu vyloučena za 4–6 měsíců (Lukáš 2008).

Mnohá nanovlákná mohou být dobrými nosiči aktivních léčivých substancí. Perspektivní je jejich využití při topických kožních aplikacích, pro hojení ran, omezení infekcí, pro hojení ran typu bércových vředů a diabetických kožních defektů (Choi 2008). Výhodou je, že v průběhu léčebného účinku mohou být některé typy těchto vláken rozloženy a nepředstavují tedy dlouhodobou zátěž pro organismus. Ve vývoji jsou i materiály, u kterých bude možné rychlost rozkladu řídit se současným uvolňováním léčiva.

Mezi přírodní polymery, ze kterých se nejčastěji připravují nanovlákná patří kolagen a želatina. Kolageny mají některé strukturní zvláštnosti, které jim propůjčují nerozpustnost a vynikající mechanické vlastnosti (Petráš 2009).

Želatina má podobné biologické vlastnosti a připravuje se z kolagenu denurací teplem nebo zásaditou či kyselou hydrolýzou (Ward 1977), která způsobí zhroucení sekundárních i vyšších struktur kolagenu. Výsledná želatina má jiné vlastnosti než

kolagen, je rozpustná v řadě rozpouštědel a ztrácí dobré vlastnosti kolagenu. Želatina se vyrábí elektrostatickým zvlákňováním z vodného roztoku okyseleného kyselinou octovou. Vzhledem k biokompatibilitě a biodegradabilitě mají tato vlákna dobré předpoklady pro použití v regenerativní medicíně (Huang 2004).

Mezi další významné polymery patří celulósa, vlákna z tohoto polymeru se v současné době připravují výhradně elektrostatickým zvlákňováním (Petráš 2009). Často se používá oxidovaná celulósa, která je biologicky odbouratelná ve fyziologickém prostředí a má hemostatické účinky (Galgut 1990). Nanovlákna z ní připravená mohou být zajímavým materiálem pro kryty ran. Firma Elmarco vytvořila s irskou farmaceutickou firmou společný podnik Nanopeutics a podařilo se jim vyvinout nanovláknenný materiál na bázi oxycelulózy, který má vynikající hemostatické účinky (zastavuje krvácení) a urychluje hojení. Tento materiál se dá využít v celé škále krycích materiálů od jednoduchých náplastí po vyspělé antiadhezní membrány pro operace v dutině břišní (Petráš 2009). Membrána se přiloží na ránu, zastaví krvácení a zabrání srůstu orgánů. Díky tomu, že je membrána vyrobena z biodegradabilního polymeru, sama se kontrolovaně rozloží a není nutné břišní dutinu znova otevírat a zbytky membrány vytahovat, jak tomu bylo u klasických materiálů (Peter 2007).

Acetylcelulóza patří mezi materiály se slibnou perspektivou na výrobu membrán například při dialýze (Petráš 2009). Vynikající adhezi k lidské kůži mají nanovlákna z chitinu a chitosanu, vyrábějí se opět elektrostaticky, za zmínku stojí, že směsná chitosano-polyetylentereftalová vlákna vykazují antibakteriální účinky (Petráš 2009).

Ze syntetických polymerů jsou považována za biokompatibilní a biodegradabilní nanovlákna vyrobená z kyseliny polymléčné, polyglykolové a jejich kopolymerů. Vyrábějí se elektrostaticky z roztoku nebo taveniny. Nanovláknenné materiály z těchto polymerů jsou vhodné jako nosiče tělních implantátů a na kryty ran (Petráš 2009). V současné době nabývají na významu vlákna vyrobená na bázi kyseliny hyaluronové (KH). Tato kyselina tvoří jednu z hlavních složek buněčné hmoty, je součástí epiteliálních, pojivových a nervových tkání. Ve velkém množství se nachází v očním sklivci a kůži (Pospíšilová 2005). (KH) se již v 60. letech 20. století využívala k lokální léčbě popálenin a kožních vředů, od roku 1979 se úspěšně využívá v oční chirurgii jako ochrana před poškozením během chirurgického výkonu i jako náhrada sklivce při šedém zákalu, úspěšně se používá v plastické chirurgii. Mezi nejvýznamnější biologické

funkce KH patří zábrana prostupu virů a bakterií k buňce, zábrana ukládání kolagenu a tím podpora bezjizevnatého hojení tkáně, popsané jsou rovněž její analgetické účinky, „zháší“ volné kyslíkové radikály a váže na sebe vodu (Pospíšilová 2005).

Nanovlákná z polykaprolaktonu (PCL) se vzhledem k nízkému bodu tání vyrábějí opět elektrostatickým zvlákňováním z taveniny polymeru a nacházejí uplatnění ve tkáňovém inženýrství (Yoshimoto 2003). V tabulce 1 je znázorněn přehled nejčastěji používaných materiálů pro výrobu biokompatibilních a biodegradabilních nanovláken.

Tabulka 1: Přehled materiálů používaných pro výrobu biokompatibilních a biodegradabilních nanovláken.

Název materiálu	Výhody	Nevýhody	Použití
Kyselina polymléčná	Dobré mechanické vlast. Pomalá degradace	Vyšší cena	Fotodynamická terapie
Kyselina polyglykolová	Dobré mechanické vlastnosti, střední degradace	Vyšší cena	Materiál pro vnitřní šití
Polykaprolakton	Komerční dostupnost, nízký bod tání	Stárnutí materiálu	Tkáňové inženýrství
Kolagen	Nerozpustnost, vynikající mechanické vlastnosti	Alergická reakce	Tělní konstrukce, plastická chirurgie
Želatina	Výborné regenerační vlastnosti	Značná citlivost na vlhkost	Struktury pro obnovu kostí
Oxycelulóza	Výborné absorpční schopnosti, hemostatické účinky	Obtížný způsob přípravy	Membrány, materiál pro šití, hemostatický materiál
Chitin, chitosan	Výborné mechanické vlastnosti, vynikající adheze k lidské kůži	Eliminace tuhosti	Tělní konstrukce, kryty ran
Kyselina hyaluronová	Zábrana prostupu virů a bakterií k buňce, výborné hojící schopnosti, analgetické účinky	Malé pigmentové změny	Oční a plastická chirurgie, léčba popálenin a vředů

2.5 Baktericidní nanotkaniny

Nanotkanina je extrémně tenká tkanina, která má tu výhodu, že může propouštět nebo naopak nepropouštět látky o určité molekulové hmotnosti a přitom může zůstat prodyšná. Nanotkanina může být kromě toho, že poslouží jako prodyšný, sterilní obvaz přinášející pacientovi na rozdíl od klasického obvazu dostatek komfortu, současně

nosičem různých terapeutických látek, jako například sloučenin stříbra, aktivního uhlí apod., a tím napomoci "čištění" rány (Jaklová 2009). Další možností je využití nanotkaniny ve fotodynamické léčbě.

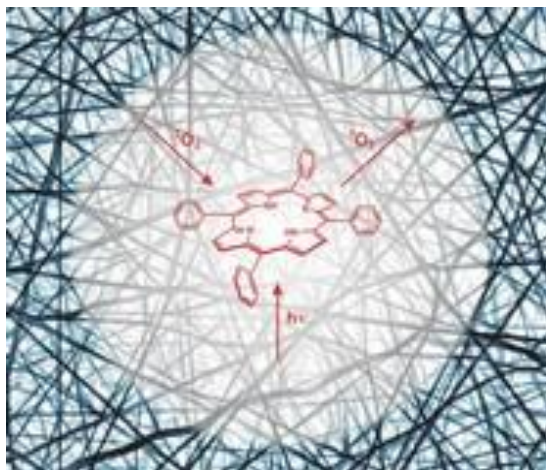
Fotodynamická terapie (PDT) patří mezi neinvazivní metody léčby různých typů rakoviny v kombinaci s využitím viditelného nebo infračerveného světla a senzitizeru. Tento způsob lze uplatnit u některých kožních nádorů, kde nanotkanina slouží jednak jako nosič speciální látky, která po dobu například tří až pěti hodin působí na kůži, zároveň chrání terapeutickou látku před "vysvícením" dříve, než se dostane do buněk (Jaklová 2009). Léčebná látka vniká přednostně do metabolicky aktivních buněk, po ozáření určitou vlnovou délkou viditelného světla dojde k fotodynamické reakci, při níž se uvolňují volné radikály, které selektivně zničí nádorové buňky. Výhodou pro pacienta je i skutečnost, že s takto "ošetřenou" pokožkou může vykonávat běžné denní aktivity, a není tak na celý den vyřazen z pracovního procesu (Jaklová 2009).

Velký význam ve fotodynamické léčbě má singletový kyslík ($^1\text{O}_2$), jehož molekula je v elektronicky excitovaném stavu. Existence $^1\text{O}_2$ byla prokázána již před více než 40 lety, přesto je stále v popředí zájmu, především díky své vysoké reaktivitě a cytotoxicitě (Mosinger 2009). Zcela výjimečný význam pro tvorbu $^1\text{O}_2$ mají fotosenzitizované reakce sloučenin, které obsahují chromofory, po jejichž excitaci se energie přenáší na kyslík za vzniku $^1\text{O}_2$. Krátkou životaschopností singletového kyslíku je zasažena jen ozářená oblast poškozené tkáně, tím dojde k buněčnému poškození nádorových buněk, které vede k zamezení výživy nádoru (Lang 2006).

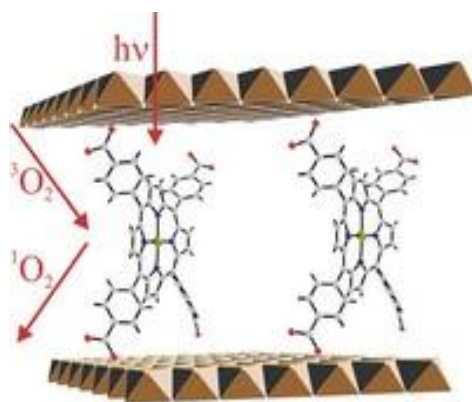
Senzitizer musí splňovat řadu kritérií, jako jsou polarita, fotostabilita, nízká toxicita a fluorescence. Photofirin je obchodní název derivátu hematoporphyrinu, který byl jako první oficiálně schválený fotosenzitizer pro fotodynamickou léčbu. Na obrázku 9 je zobrazena molekula porfyrinového fotosenzitizeru. Zcela novou možností je pak vázat tyto účinné látky dovnitř či na povrch polymerních nanovláken. Obrázek 10 znázorňuje vrstevnatou strukturu materiálu, který obsahuje fotochemicky aktivní porfyrinové molekuly, obrázek 11 ukazuje částice vrstevnatého materiálu měřené pomocí elektronovým mikroskopem (Mosinger 2007).

Nanotkaniny, které mají uspořádanou strukturu nanovláken podle pravidel do vazeb, jsou efektivními producenty cytotoxického $^1\text{O}_2$ během ozařování viditelným světlem. Baktericidní a virucidní efekt povrchu nanotkanin ozařovaných viditelným umělým či denním světlem byl prokázán na bakteriálních kmenech *Escherichia coli* a

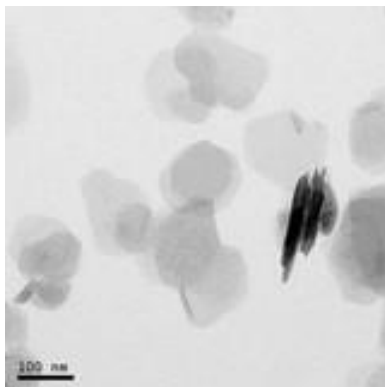
Staphylococcus aureus a polyomavirech. Nanotkaniny produkující $^1\text{O}_2$ mohou mít řadu praktických aplikací. Jsou vzhledem k malé velikosti pórů mezi nanovláknny schopny zachytávat bakterie a větší viry. Představují nové autodezinfikující, sterilní krycí materiály např. pro medicínské aplikace (roušky, lehké obvazy), neboť kombinují vlastnosti cytotoxického $^1\text{O}_2$ s velmi krátkým dosahem působení, dobrou difuzí a permeabilitou pro kyslík a mikrobiálním záchytem (Mosinger 2007). V současné době se testují pro dermatologické aplikace včetně krytí ran u bérkových vředů a popálenin. Velkou výhodou je dále fakt, že bakterie či jiné mikroorganismy nevykazují rezistenci vůči $^1\text{O}_2$ a jsou touto formou kyslíku účinně inaktivovány. (Mosinger 2009).



Obrázek 9: Molekula porfyrinového senzitizeru. Na pozadí je struktura textilie, v jejíchž vláknech je porfyrin zabudován (Mosinger 2007)



Obrázek 10: Vrstevnatá struktura anorganického materiálu obsahující fotochemicky aktivní porfyrinové molekuly (Mosinger 2007)



Obrázek 11: Tvar částic vrstevnatého materiálu měřený elektronovým mikroskopem (Mossinger 2007)

3 Sorpční materiály pro kryty ran

Aktivní sorpční obvazové kryty jsou schopny vytvořit podmínky pro stabilizaci mikroklimatu umožňujícího harmonické hojení rány. S jejich použitím se to s přibývajícími zkušenostmi začíná postupně dařit i u takových postižení, kde se dříve uspokojivého efektu dosahovalo jen s vynaložením mimořádné péče, značných materiálových nákladů a při bezvadné spolupráci pacienta (Pospíšilová 2005). Mezi významné sorpční materiály, které nacházejí uplatnění v moderní medicíně, patří mikrofilamentární uhlík a zeolit.

Mikrofilamentární uhlík

Mikrofilamentární uhlík (MAU) je formou aktivního uhlí získanou karbonizací hydroviskózních vláken. Jedinečnost MAU spočívá především v jeho čistotě a zejména vláknité struktuře, která mu dodává značnou ohebnost, vyplývá z ní i větší měrná plocha a tím i sorpční kapacita. Nepřítomnost stopových množství síry, fosforu a těžkých kovů, jaká je častá u jiných krytů s obsahem klasické formy aktivního uhlí, umožňuje MAU aplikovat jako sterilní sendvičový kryt přímo na povrch rány. MAU je možné využívat v celém průběhu hojení rány. Správné užití MAU má svá pravidla i některé odlišnosti od ostatních krytů. Hlavní odlišností je skutečnost, že uplatnění sorpční schopnosti MAU je vázáno na přítomnost prostředí vodného roztoku, jen takto může volně probíhat transport nežádoucích látek z rány do sorpční uhlíkové vrstvy. Jde

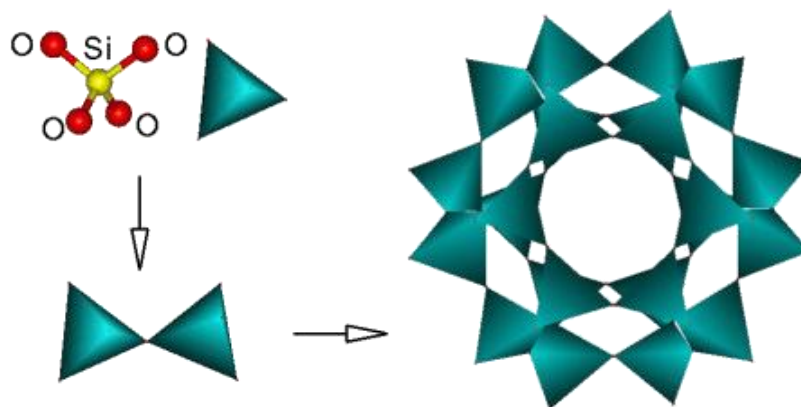
tedy spíše o nositele metody hojení ve vodném prostředí než jen o „vlhké“ hojení rány. Obrovská sorpční kapacita MAU spolehlivě zajistí stabilitu příznivého mikroklimatu v ráně ve fázi granulace a epitelizace po řadu dní. Přípravky lze libovolně tvarově adaptovat přistřižením (Svoboda 2011).

Zeolit

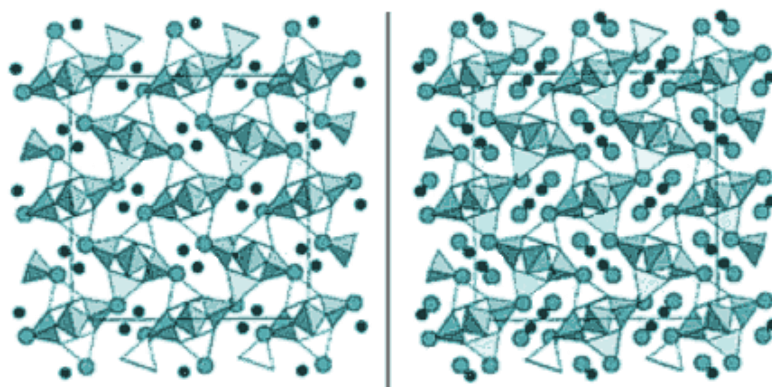
Hodně materiálů působením tlaku zmenšuje svůj objem nebo se rozpadá. Nedávno však byly nalezeny materiály, které se chovají přesně opačně. Jde o tak zvané „molekulární houby“ se schopností absorbovat ve zvýšené míře do své struktury kapaliny a plyny. Takovými materiály jsou některé zeolity skládající se z atomů hliníku, křemíku a kyslíku uspořádaných do třírozměrné kostry s pravidelně rozloženými průduchy uvnitř molekulární struktury (obr. 12). Tyto velmi jemné póry (jejich velikost se pohybuje okolo 10^{-9} m) umožňují zeolitům nasávat malé molekuly, ionty nebo plyny stejným způsobem, jako houba v koupelně nasává vodu. Póry jsou normálně vyplněny vodními molekulami a kladnými ionty, například vápníku či sodíku, o zeolitech můžeme říci, že jsou neustále hydratované. Do zeolitů lze pod zvýšeným tlakem průduchy protlačit větší množství vody než by absorbovaly přirozenou cestou. Tomuto ději se říká superhydratace (Vašátko 2004).

Již předchozí výzkumy naznačovaly zvláštní chování zeolitů pod tlakem. Některé vzorky zeolitu mohou vsát pod tlakem až dvojnásobné množství vody než za normálního tlaku. Na obr. 13 je schématické znázornění zeolitu bez tlaku a pod tlakem. Struktura zeolitu byla zkoumána pomocí metody, která se nazývá prášková difraktoimetrie. Z ohybového obrazce získaného ozářením vzorku RTG paprskem se dá určit přesné vnitřní uspořádání atomů a molekul. Jako zdroj záření posloužil synchrotron NSLS v Brookhavenské národní laboratoři. Tento výzkum vysvětlil chování zeolitů za vysokých tlaků. Experimenty jsou prováděny pod zvýšeným tlakem v diamantové kovadlinové komoře, schéma je patrné z obrázku 14.

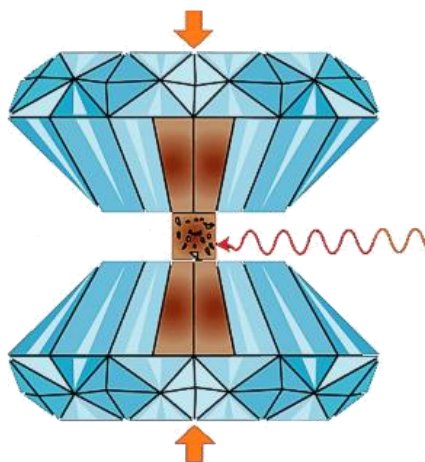
Pro své vynikající sorpční vlastnosti nacházejí zeolity stále větší uplatnění ve zdravotnictví, zejména v oblasti léčba a hojení rány. Využití zeolitu jako sorpčního materiálu pro kryty ran bude popsáno v experimentální části práce.



Obrázek 12: Čtyřhran zeolitu – atom křemíku, na němž jsou navázány atomy kyslíku (Vašátko 2004)



Obrázek 13: Schématické znázornění zeolitu bez tlaku a pod tlakem. Čtyřboké hrany prezentují hliníko-křemíko-kyslíkovou kostru, tmavé tečky označují sodíkové ionty a větší kolečka jsou molekuly vody (Vašátko 2004)



Obrázek 14: Diamantová komora – síla na dva diamantové nástavce je přenášena prostřednictvím kapaliny na vzorek. RTG svazek slouží k práškové difraktoetrii (Vašátko 2004)

4 Terapeutické kryty ran

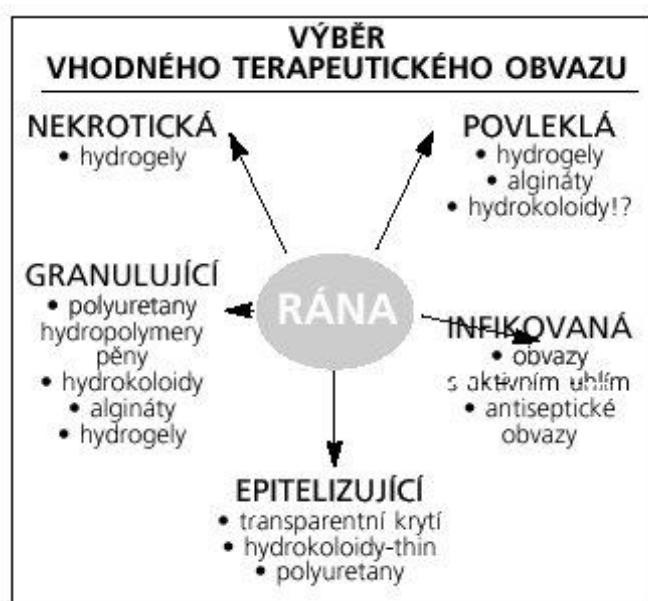
Jednotlivé části kapitoly se zabývají základními skupinami terapeutických krytů ran, jejich vlastnostmi a zásadami použití při léčbě rány.

4.1 Konzervativní léčba rány pomocí moderních terapeutických krytů

Do šedesátých až sedmdesátých let dvacátého století byla používána při převazech a terapii ran hlavně gáza, a to jak suchá, tak napuštěná určitými látkami. Objevily se ale tehdy práce, které prokázaly, že rána se hojí rychleji a kvalitněji ve vlhkém prostředí, než když se její spodina udržuje suchá a vystavená vzduchu. Tuto metodu vlhkého hojení využívají zejména moderní terapeutické obvazy. Pro svůj dobrý efekt se rychle rozšířily mezi zdravotníky ve vyspělých zemích a patří k základním postupům při léčbě ran (Bureš 2007). Na trhu se postupně objevovala terapeutická krytí o určitých vlastnostech, která se snaží udržet adekvátní vlhkost a podmínky pro dobré hojení defektů. Tato krytí, pokud jsou dobře aplikována, respektují dané prostředí v ráně a fázi rány. Proto je tolik skupin těchto obvazů. Nejstarší jsou hydrokoloidy a postupně se přidávaly hydrogely, aktivní uhlí, algináty, pěny a další druhy. Pro boj s infekcí je řada krytí se stříbrem. Neexistuje univerzální obvaz, který by měl vlastnosti kůže, a proto jsou terapeutické obvazy rozděleny do určitých skupin a jednotlivé skupiny jsou indikovány pro určitou fázi rány. Často také vznikají kombinací jednotlivých skupin či mají jiné složení. Výhodou těchto krytí je, že neadherují ke spodině rány a tím výrazně snižují bolestivost při převazech.

Na konci devadesátých let minulého století se začala objevovat krytí, která přímo modulují terapeutický proces, aktivně ho ovlivňují, zasahují do buněčných aktivit. Ovlivňují např. enzymy, které zodpovídají za udržování zánětu, zvyšují přítomnost růstových faktorů. Další terapeutické postupy vznikají v oblasti bioaktivního inženýrství, využití kmenových buněk, vytvoření nové kůže a podobně (Bureš 2007). Využití terapeutických obvazů v naší republice je rozšířeno do všech medicínských oborů, kde se setkáváme s ranami. V určitých oborech jsou ale stále preferovány zaběhlé staré postupy, přitom s pomocí moderních terapeutických obvazů by efekt léčby byl často rychlejší a výraznější (Bureš 2007). Na obrázku č. 15 je schéma vhodného

terapeutického obvazu na určitý typ rány. Nekrotická rána obsahuje nekrózu, která je ideálním prostředím pro rozvoj bakteriální infekce, nekróza se často odstraňuje chirurgickým způsobem. Povleklá rána je typická shlukem mrtvých a poškozených buněk i hnisu. Infikovaná rána obsahuje velké množství patogenních mikroorganismů, které se v ráně množí a poškozují její tkáň. Nově vznikající červená lesklá tkáň, tvořená granulačními buňkami charakterizuje granulující ránu, která je velmi snadno poranitelná. V poslední fázi hojení je rána epitelizující, na jejím povrchu jsou patrné růžovobílé epitelizační ostrůvky (Bureš 2006).



Obrázek 15: Výběr vhodného terapeutického obvazu podle typu rány (Bureš 2007)

4.1.1 Hydrokoloidy

Hydrokoloidy patří mezi nejstarší terapeutické kryty na povrchní rány okluzivního (uzavřeného) typu (Bureš 2007). Jejich složení tvoří semipermeabilní (polopropustný) polyuretanový film s tenkou vrstvou hydrokoloidu (Pospíšilová 2005). Formy krytů mohou být s lepivým i nelepivým okrajem, ve formě prášku, hydrovláken, v pastě a s různými doplňky. Hydrovlákna jsou vyrobena ze 100 % hydrokoloidu, který je spřádán do dutých vláken, z nichž se připravuje netkaný, měkký krycí polštářek. Hydrovlákna se při kontaktu s exsudátem (tekutina z rány) mění ze suché formy na kompaktní gel, který vytváří pro hojení ran ideální vlhké prostředí. Vzhledem k tomu,

že jejich absorpční kapacita je značně vysoká, mohou být na ráně ponechány déle než jiné absorpční kryty (Pospíšilová 2005). Hydrokoloidy udržují vlhké prostředí na povrchu rány, podporují epitelizaci s malým rizikem macerace v okolí rány. Indikace (platný důvod pro použití) na granulující rány bez zjevných známek infekce s nízkou až střední sekrecí s nutností zajistit minimální přesah krytu na okolí vředu o 2cm. Frekvence výměn krytu závisí na množství exsudátu a stavu rány, obvykle 2–7 dnů, příliš časté převazy mohou vést k poškození okolní kůže. Mezi výhody hydrokoloidních krytů patří nízké riziko traumatizace rány a okolí při výměnách, nevyžadují sekundární krytí, jsou odolné proti vodě a pohodlně se aplikují. Vyrábějí se v širokém sortimentu rozměrů a tvarů přizpůsobených specifickým anatomickým lokalizacím. K nežádoucím účinkům patří charakteristický zápach, riziko infekce, je nutné sledovat změny na povrchu granulační tkáně a okolí, příliš časté převazy mohou poškozovat okolní kůži (Stryja 2008).



Obrázek16: Hydrocoll – hydrokoloidní kryt na rány (Hartmann)

Hydrocoll, *Hydrotul*, *Ultec PRO* a *Granuflex* jsou obchodní názvy hydrokoloidních krytů ran. Na obrázku 16 je znázorněn vysoce flexibilní samolepící kryt *Hydrocoll*, který má hydrofóbní (nepropustný pro vodu) povrch s vysokou odolností proti vlhkosti (Pospíšilová 2005). *Hydrocoll* je vyráběn v různých velikostech, do velikosti 10 x 10cm je 100% hrazen zdravotní pojišťovnou.

4.1.2 Hydrogely

Hydrogely jsou trojdimenziální struktury z polymerů (karboxymethylcelulóza, polypropylenglykol) nebo kopolymerů s vysokým obsahem. Patří mezi hydrofilní prostředky, které jsou na jedné straně schopny rehydratovat suchou tkáň a na druhé

straně absorbovat sekret exsudujících ran. Pro tento dvojitý účinek jsou indikovány na rány se suchou spodinou i na rány silně mokvající (Pospíšilová 2005). Jako doplňky jsou používány algináty, pektiny, chlorid sodný med a jiné (Stryja 2008). Hydrogely jsou vyráběny v kompaktní a amorfní struktuře. Kompaktní hydrogelové kryty mají okluzivní (propustný) účinek a ihned po přiložení na ránu vytvoří vlhké klima požadované pro hojení rány. Tím, že jsou transparentní, dovolují monitorování rány, aniž se z rány sejmou (Pospíšilová 2005). Absorbují z rány nadbytečný exsudát, upravují optimální vlhkost v ráně, odstraňují nežádoucí nekrotické a fibrilární povlaky z rány, vytvářejí optimální mikroklima na spodině rány, nepoškozují zdravou tkáň a podporují hojení a tvorbu granulační tkáně (Stryja 2007). Amorfní gely se používají k rehydrataci suché rány s povlaky a k rozvolnění nekrotické tkáně. Gel volně aplikovaný na ránu se změní ve vodní roztok, nekróza po několika dnech změkne a snadno se odloučí. Gely je nutné používat v kombinaci se sekundárním krytím, nejlépe s transparentním filmem (Pospíšilová 2005). Hydrogely snižují bolestivost a traumatizaci granulujícího povrchu rány při převazech, ale také podporují vznik hypergranulací, které zpomalují hojení rány, mohou se objevit i nežádoucí reakce na polypropylenglykol v gelu (Stryja 2008).

Vyráběné produkty se nazývají *Intrasite-gel*, *Nu-gel s alginátem*, *Hydrosorb-gel*, *Tegaderm CHG* s chlorhexidin glukonátem. CHG je rozpuštěn v měkkém gelovém polštářku, který zaručuje trvalé antibakteriální účinky v průběhu léčby (Pospíšilová 2005). Gelový polštárek se aktivuje kontaktem s pokožkou a není nutné zvlhčování. Na obrázku 17 proniká CHG pod katétr, aby poskytl cílenou antibakteriální ochranu v místě vpichu.



Obrázek 17: Aplikace hydrogelového krytu Tegaderm (3M)

4.1.3 Kryty s aktivním uhlím a stříbrem

Pro použití stříbra v hojení ran hovoří především široké spektrum jeho účinnosti, dobrá snášenlivost a protizánětlivé působení jeho iontů. Na účinek má samozřejmě vliv také nosič, respektive materiál, který je v krytí spolu se stříbrem přítomen (Stryja 2006).

Kryty s aktivním uhlím

Kryty s aktivním uhlím absorbují toxiny a zápach na aktivní povrch uhlí. Kryt je tvořen aktivní uhlíkovou tkaninou a textilií s adsorpční funkcí. Mezi jeho významné vlastnosti patří odstraňování zápachu, bakteriostatický účinek, absorpční schopnost (toxiny, bakterie), podporuje fyziologické čištění rány (Pospíšilová 2005). Indikace na ošetření zápachajících, secernujících (výměšek tekutiny), nekrotických, nádorových a infikovaných ran, kontraindikace na suché nekrotické rány. Kryty s aktivním uhlím je nutné udržovat ve vlhkém stavu, mohou přisychat ke spodině rány. Správný postup při léčbě vyžaduje aplikaci přímo na spodinu vředu, převaz je proveden vždy, když se objeví zápach nebo v případě prosáknutí obvazu (Bureš 2007). Mezi používané kryty s aktivním uhlím patří *Carbonet*, *Carboflex* a *Askina Carbosorb*, který je zobrazen na obrázku 18 (Stryja 2008).

Kryty s aktivním uhlím a stříbrem

Kryty s aktivním uhlím a stříbrem patří mezi kontaktní kryty na rány s baktericidním účinkem absorbující zápach a toxiny na aktivní povrch uhlí, které je impregnované kovovými nanočásticemi stříbra (Stryja 2008). Kontaktem s exsudátem dochází k ionizaci stříbra, ionty stříbra se neuvolňují do okolí, ale jsou navázány na tkaninu uvnitř krycího materiálu. Kryty s aktivním uhlím a stříbrem redukují bakterie, potlačují ranou infekci, stříbro má baktericidní účinek na stafylokoky, streptokoky, střevní bakterie, *E. Coli*, anaerobní bakterie a kvasinky. Indikace na kontaminované a infikované rány s dostatečnou ranou sekrecí a tumorózní kožní vředy s rozpadem (Pazdziora 2009). Kryty s aktivním uhlím a stříbrem se aplikují přímo na spodinu rány a je nutné sekundární překrytí. Prevaz je proveden vždy po objevení zápachu (Bureš 2007). Kryty s aktivním uhlím a stříbrem, které jsou uzavřeny v nylonovém obalu, se nedoporučuje stříhat na menší velikost. *Actisorb plus* je kryt s aktivním uhlím a stříbrem

v porézním nylonovém obalu (obr. 19), *Actisorb 220* (Cetrex) obsahuje od 2,7 mg na 100 cm² nanočástic stříbra (Pospíšilová 2005).



Obrázek 18: Askina Carbosorb (B. Braun Medical)



Obrázek 19: Actisorb plus (Systagenix)

4.1.4 Antiseptické kryty ran se stříbrem

Antiseptické kryty ran se stříbrem mají antimikrobiální účinek, hlavní účinné látky jsou ionizované stříbro nebo inertní atomy stříbra oxidu stříbrného, které mají široké bakteriální spektrum s baktericidním efektem včetně účinku na řasy a kvasinky (Stryja 2008). Indikace na infikovanou ránu, lokální ránu a systémovou infekci (Bureš 2007).

Acticoat, Acticoat 7, Acticoat moisture balance jsou nízce adherentní (přilnavé) primární kryty na rány se 2 vrstvami nanokrystalického stříbra SILCRYST a netkaným polyesterovým jádrem. Vrstvy krytu jsou spojeny ultrazvukem v místě terčíků. Acticoat moisture balance spojuje vlastnosti Acticoatu a pěnového krytu. Produkty mají velmi vysokou antimikrobiální aktivitu proti bakteriím, kvasinkám a plísním (Stryja 2008). Indikace na kožní vředy, popáleniny a na rány s vysokým rizikem infekce (Bureš 2007). Antiseptické kryty ran se stříbrem nejsou používány u pacientů, kteří mají být vyšetřeni magnetickou rezonancí. Nežádoucí účinky se mohou projevit jako dočasné zabarvení spodiny a okolí kožního vředu, při aplikaci přípravku na celé tělo může nastat riziko toxického působení. Během měření elektronickými přístroji je nutné zamezit kontaktu krytu s elektrodami nebo vodivými gely Acticoat je aplikován modrou stranou na ránu a překryt vhodnou sekundární vrstvou. Před aplikací na nedostatečně secernující rány je

nutné kryt navlhčit sterilovanou vodou. Výměna je prováděna 2–3x denně a kryt může být stříhán (Stryja 2008).

Acticoat absorbent je kalcium-alginátový měkký kryt z netkané textilie s nanokrystalickým stříbrem SILCRYST na plošné infikované rány. V přítomnosti exsudátu se kalcium-alginát mění v gel a uvolňují se ionty stříbra, které působí baktericidně přímo v ráně a vytváří účinnou antimikrobiální bariéru rány zvenčí. Kryt je určen k ošetření infikovaných ran se střední až silnou sekrecí, není vhodný pro rány s nízkou sekrecí a pro pacienty, kteří mají absolvovat vyšetření magnetickou rezonancí. Podle stavu vředu může být kryt ponechán na ráně až 7 dní s vysokým antibakteriálním účinkem. Kryt je přiložen na ránu tak, aby nepřesahoval okraje rány a byl v těsném kontaktu s její spodinou, je nutné sekundární překrytí a fixace náplastí nebo obinadlem.

Askina Calgitrol Ag s polyuretanovou pěnou a vrstvou z kalcium - alginátu se stříbrem udržuje vlhkost na spodině rány, kterou již není nutné zvlhčovat. Kryt by měl přesahovat ránu a neměl by být kombinován s oxidanty. Výměna krytu je podle intenzity sekrece a infekce za 2–7 dnů. Produkt je znázorněný na obrázku 20 (Stryja 2008).

Atrauman Ag má na hydrofóbním nosiči z polyamidu chemicky vázané metalické stříbro a na povrchu síťky je hydrofilní mast'ový základ z triglyceridů. Produkt je určen k ošetření slabě secernujících kožních vředů bez známek infekce, neadheruje (nepřilne) ke spodině rány a okolí. Kryt je aplikován přímo na ránu s dostatečným přesahem na okolí vředu. Ránu je nutné sekundárně překrýt savým krytem a fixovat náplastí nebo obinadlem (Stryja 2008).

SilverCel je složen z vysoce absorpčních hydroalginátových vláken a ze sítě vláken impregnovaných stříbrem s vysokou pevností v tahu ve vlhkém stavu. Stříbro se uvolňuje a aktivuje v závislosti na množství produkovaného exsudátu. Indikace na silně secernující rány, malá velikost krytu často plní funkci drenáže v ráně. *SilverCel* je přikládán po důkladném očištění rány na spodinu rány. Rána je sekundárně překrytá savým krytem a fixovaná náplastí nebo obinadlem. Výměna je závislá na intenzitě sekretu a infekce za 2–7 dnů (Stryja 2008).



Obrázek 20: Askina Calgitrol Ag (B. Braun Medical)

4.1.5 Algináty

Algináty jsou sterilní, měkké, netkané kryty na rány, které dobře udržují vlhkost. Alginátový kryt na ránu je tvořen vysoce absorpčními alginátovými vlákny z hnědých mořských řas, sodnými a vápenatými solemi kyseliny alginové v různém poměru. Algináty mají bakteriostatický a homeostatický účinek. Ca^+ nebo K^+ jsou součástí alginátu a postupně nahrazují Na^+ , který je přítomen v exsudátu rány. Tímto způsobem se ve vlhkém prostředí rozpadají alginátová vlákna v hydrofilní viskózní gel (Pospíšilová 2005). Gel pokrývá ránu a vytváří na její spodině optimální vlhkost. Kryt slouží jako primární krytí na povrchní i hluboké rány se střední až silnou sekrecí včetně ran infikovaných, alginát absorbuje velké množství exsudátu. Není používán na suché rány a rány pokryté suchou nekrózou. Nežádoucím účinkem může být alergická reakce. Alginátový kryt je aplikován pouze na spodinu rány a nepřesahuje okraje rány, vyžaduje sekundární gázové nebo filmové krytí. Převaz podle intenzity sekretu je prováděn za 2–3 dny, při převazu je nutné provést výplach zbytků krytu z rány (Bureš 2007). *Kaltostat*, *Sorbalgon*, *Tegagen alginátové krytí*, jsou názvy používaných alginátových produktů (Pospíšilová 2005).



Obrázek 21: Alginátový kryt s doplňky – Silvercel (Advanced Medical Solutions LTD)

Algináty s doplňky

Algináty s doplňky mají různé složení podle konkrétního produktu (Bureš 2007). *SilverCel* (obr. 21) je tvořen alginátovými vlákny, karboxymethylcelulózou a nylonovými vlákny X-STATIC pokrytými stříbrem. Kryt má bakteriostatický, baktericidní a homeostatický účinek, vytváří na spodině rány optimální vlhkost. Indikace na povrchní i hluboké infikované rány s dostatečnou sekrecí, kontraindikace na suché rány. Přípravek má výborný bakteriální účinek s dobrou ochranou rány před působením exsudát (Stryja 2008). Nevýhodou bývá adheze krytu ke spodině rány a pigmentace spodiny rány ionty Ag^+ . Kryt je přikládán jen na spodinu rány a nemá přesahovat její okraj. Správné použití vyžaduje sekundární krytí. Mezi další používané produkty ke krytí ran patří *Curasorb* a *Curasorb ZN* (Pospíšilová 2005).

4.1.6 Neadherentní pěnové kryty

Mechanismus účinku a terapeutické vlastnosti jsou u pěnových polyuretanových (PUR) krytů dány diferencovanou strukturou dvou vrstev pěnové hmoty. Spodní strana s otevřenými póry a krycí vrstva s jemnými póry jsou termicky spojeny. Kontaktní vrstva umožňuje absorbovat sekret, vnější vrstva je polopropustná a je průchozí pro plyny a vodní páry (Lukáš 2008).

Kryty mají neadhezivní (nelepivý) i adhezivní (lepivý) okraj, vytváří vhodně vlhké mikroklima a stimuluje čištění rány. Absorpční kapacita jednotlivých krytů je různá, záleží na jeho tloušťce, struktuře a složení (Stryja 2008). Polyuretanová membrána je nepropustná pro vodu a umožňuje pacientovi sprchování s přiloženým krytem. Pěnové krycí prostředky jsou indikovány na rány se slabou, střední a silnou

sekrecí ve fázi granulace a epitelizace. Pěnové kryty poskytují pacientovi minimální trauma při převazu, jsou používány i na vředy s přiloženou kompresivní bandáží a nevyžadují sekundární krytí (Bureš 2007). Nežádoucím účinkem bývá riziko vzniku infekce a macerace rány po vyčerpání absorpční kapacity krytu. Správné použití pěnového krytu spočívá v nutnosti zachovat přesah asi 1–2cm kolem okraje vředu. Výměna krytu záleží na množství sekrece a stavu rány, běžně se doporučuje do 7 dnů (Stryja 2008). PUR pěny jsou vyráběny v různých velikostech a tvarů podle anatomických lokalizací poranění.

Neadherentní pěnové kryty jsou vyráběny pod obchodním názvem *Tiell, Tielle plus, Comfeel Biatain, Biatain adhesive, Allevyn lite, Allevyn cavity, Allevyn thin, Allevyn Adhesive, Allevyn compression, Allevyn non adhesive, 3M Foam, Syspur derm, PermaFoam, Cutinova Hydro, Askina Transorbent, Askina THINSite, Askina Touch* (Pospíšilová 2005).

Polyuretanové pěny se silikonem

Polyuretanové kryty se silikonem mají vnitřní vrstvu s vysoce absorpčním jádrem z PUR pěny. Kontaktní PUR pěna je pokrytá silikonem, který vytvoří lepivý, hydrofóbní ochranný povlak (Stryja 2008). Kryt z PUR pěny se silikonem je vhodný k ošetření čisté rány ve stádiu granulace a epitelizace, zamezuje vsáknutí gelu do svého materiálu a zabezpečuje jeho udržení na spodině rány. Materiál neulpívá na spodině rány, ale adhezuje ke kůži v okolí vředu bez sekundárního krytí (Bureš 2007). Kryt vytváří vhodné mikroklima rány, nesmí být používán s oxidanty. Vhodný je přesah krytí na zdravé okolí vředu o 2cm, frekvence převazů je doporučována za 2–7 dnů. Nevýhodou je riziko infekce (Stryja 2008).

V lékařské praxi jsou používány výrobky s názvy *Mepilex* (obr. 22), *Mepilex Border, Mepilex Border Lite, Mepilex Transfer, Mepilex Lite Allevyn Gentle, Allevyn Gentle Border, Allevyn Gentle Ag, Cutimed Siltec, Cutimed Siltec Border* (Pospíšilová 2005).

Polyuretanové pěny s doplňky

Polyuretanové pěny s doplňky obsahují ke zlepšení některých vlastností další účinné látky (Pospíšilová 2005). *Biatain Ibu* patří mezi polyuretanové pěnové kryty

s obsahem ibuprofenu, který snižuje bolest a sekreci rány (Stryja 2008). *Allevyn Adhesive* je vrstvený kryt z vnitřní perforované polymerní kontaktní vrstvy, měkké hydrofilní PUR pěny a vnější růžové polopropustné PUR membrány. Vnitřní vrstva je pokryta akrylátovým lepidlem, které nevyvolává alergické reakce. Kryt vykazuje proměnlivou afinitu k absorpci raného sekretu a má široké využití pro slabě až silně secernující rány (Pospíšilová 2005).

Vrstvený kryt *Tielle Plus* tvoří hydrofilní PUR pěna, vláknitá podložka z viskózy a superabsorpčních akrylátových vláken a vnější PUR polopropustné membrány. Po obvodu centrální části krytu je adhezivní okraj. Nadbytek exsudátu, který není zachycen PUR pěnou, je veden do vnitřní části krytu z akrylátových a viskóзовých vláken, kde se z exsudátu vytvoří gel. Kryty jsou vhodné k léčbě středně až silně exsudující rány ve fázi granulace a epitelizace. Materiál je nutný přiložit na ránu s přesahem na zdravé okraje rány asi 2–3 cm. Nežádoucím účinkem může být přecitlivělost na některou ze složek krytu (Bureš 2007).



Obrázek 22: Mepilex Ag (Mölnlycke Health Care)

4.1.7 Transparentní filmové kryty

Transparentní filmové kryty patří mezi polopropustné adhezivní materiály a jejich složení tvoří průhledný selektivně propustný PUR film a akrylátové lepidlo, které nevyvolává alergické reakce. Formy krytí rány mohou být různé, například v roli, ve spreji, s polštářkem a antiseptické krytí rány (Pospíšilová 2005). Transparentní filmové kryty vytvářejí v ráně optimální mikroklima, antibakteriální bariéru (propouští plyny a vodní páru, nepropouští bakterie a vodu), vytvářejí lepší podmínky pro regeneraci kůže

(Stryja 2008). Indikace na povrchní rány s minimální sekrecí, fixace jiných primárních krytů, pooperační hojení rány a ochrana kůže v rizikových oblastech před působením vlhkosti a exkrementů na loktech, patách nebo kolenou (Bureš 2007).

Mezi výhodné vlastnosti patří transparentnost – průběžná kontrola hojení rány bez nutnosti měnit kryt, voděodolnost, ochrana před kontaminací a sekundární infekcí rány, není nutné sekundární krytí. Kryt se nesmí používat na rány infikované a na rány s nadměrnou exsudací. Nežádoucím účinkem je možnost alergické reakce, žádná absorpce exsudátu z rány a příliš časté převazy, které mohou poškodit okolní kůži. Kryt se přikládá na ránu s minimálním přesahem 4–5cm od okraje rány na okolní suchou kůži a vyměňuje se po 3–7 dnech. Ošetřovaný povrch musí být před aplikací suchý (Stryja 2008).

Transparentní filmové kryty mají obchodní názvy *Bioclusive*, *Tegaderm*, *Op-Site Flexigrid*, *Hydrofilm*, *Hydrofilm Plus*, *Visulin polyuretanový film*, *Askina Derm*, *Leukomed*, *Leukomed T*, *Leukomed T Plus*, *Mepore Film* (Pospíšilová 2005). Na obrázku 23 je znázorněna aplikace Bioclusivu na ránu.



Obrázek 23: Postup při aplikaci Bioclusivu na ránu (JOHNSON & JOHNSON)

4.1.8 Bioaktivní kryty

Upravují prostředí na spodině vředu formou polštářku na rány. Složení je tvořeno kolagenem, regenerovanou oxidovanou celulózu, stříbrem a PHI-5 ionogeny. Kryty urychlují proces hojení rány vytvořením prostředí, které chrání růstové faktory a ničí enzymy odpovědné za obtížné hojení rány (Stryja 2008).

Produkt s obchodním názvem *Promogran-Prisma* má matici z kolagenu a regenerované celulózy vytvářející po kontaktu s raným exsudátem gel, který působí příznivě na hojení rány. Gel také chrání přirozeně se vyskytující růstové faktory na spodině rány před degradací. Kryt má i hemostatické účinky, kontroluje zánět, urychluje hojení (Stryja 2008).

Produkt s obchodním názvem *DerMax* je vyroben ze sterilní acetátové síťové pleteniny impregnované mastí s PHI-5 polyhydratovanými ionogeny. Složení produktu *MelMax* tvoří sterilní acetátová síťová pletenina impregnovaná mastí s PHI-5 polyhydratovanými ionogeny a pohankový med (antioxidační aktivita). Produkty jsou vhodné na stagnující kožní vředy, granulující rány s mírnou až střední sekrecí a rány s nedostatečnou epitelizací, nesmí se použít na infikovanou spodinu vředu. Nevýhodou je riziko infekce a přecitlivělost na některou ze složek krytu (Stryja 2008). Před aplikací na suchou ránu je nutné zvlhčení povrchu vředu fyziologickým roztokem a překrytí sekundárním krytem například hydropolymerem nebo krytem s aktivním uhlím (Pospíšilová 2005). Přečasy jsou prováděny za 2–3 dny (Bureš 2007).

Regranex gel je přípravek na rány s obsahem růstových faktorů. Růstové faktory hrají důležitou úlohu ve všech fázích hojení, neboť aktivují migraci buněk zapojených do procesu hojení. Mezi další používané produkty patří *Cadesorb mast Traumacel Biodress*, *Traumacel Biodress Disinfect*, *Traumacel Biodress Comfort*, *Revamil – neadherentní krytí* a *Revamil-hydrofilní gel* zobrazený na obrázku 24. Novou generaci biologicky aktivních materiálů na bázi chitasonu představuje *Chitoskin*. Základní stavební látkou chitosanu je glukosamin, který významně podporuje tvorbu granulační tkáně a její epitelizaci. *Chitoskin* má vysokou absorpční schopnost a antibakteriální účinek, a proto je vhodný na rány s velkou sekrecí i na rány infikované (Pospíšilová 2005).



Obrázek 24: *Revamil-hydrofilní gel* (A care)

4.1.9 Kryty na rány s hyaluronovou kyselinou

Patří mezi neadhezivní gelové prostředky obsahující kyselinu hyaluronovou ve složení hyaluronát sodný, jodid, jodid draselný a voda. Hyaluronát sodný je přirozenou součástí organismu, zabraňuje vysychání spodiny rány, podporuje endogenní mechanismy hojení a tvorbu granulační tkáně. Jodid (I_2) a jodid draselný (KI) brání rychlému rozkladu hyaluronátu sodného bakteriemi, které jsou přítomny v ráně. Indikace na hydrataci plošných a hlubokých kožních vředů, zajištění optimálního vlhkého prostředí, silně exsudující kožní vředy je nutné denně kontrolovat. Jodid draselný se může vstřebávat z rány do krve a ovlivňovat tak činnost štítné žlázy (Stryja 2008).

Mezi nežádoucí účinky patří bolestivost při aplikaci, zarudnutí okolí rány a infekční komplikace. Krypt ve formě viskózního roztoku se aplikuje pomocí sterilní injekční stříkačky přímo na povrch rány a následně se překryje sterilní gázou. Sekundární kryt absorbuje přebytečný raný sekret. Hyaluronát sodný nemá být současně aplikován s jinými léčivy (Stryja 2008).

HYIODINE je sterilní antiadhezivní zdravotnický prostředek na bázi kyseliny hyaluronové, který zajišťuje vytvoření ideálního prostředí pro hojení rány. Ránu přirozeným způsobem hydratuje a současně zajišťuje odvod exsudátu. Přítomná kyselina hyaluronová napomáhá regeneraci buněk a významně stimuluje hojící proces (Pospíšilová 2005). Komplex jódu a jodidu draselného zabraňuje rozkladu kyseliny hyaluronové a zároveň působí jako desinfekční prostředek. *HYIODINE* má vynikající regenerativní a antiadhezivní účinky a zlepšuje podmínky pro granulaci a epitelizaci rány. Významně zkracuje dobu terapie a zlepšuje kvalitu života. Produkt je vhodný pro léčbu diabetické nohy, bércevého vředu, proleženin, rozpadlé operační rány, zhnisané rány, nehojící se poranění kůže, všechny druhy akutních ran, rány suché a silně exsudující ve všech fázích hojícího procesu (Bureš 2007). *HYIODINE* ve formě viskózního roztoku v lahvičce je znázorněn na obr. 25.

Bionet krém je indikován k léčbě povrchových ran a podrážděné kůže. Krém se nanáší na akutní a chronická poranění (odřeniny, místa odběru kůže, popáleniny prvního a druhého stupně, vaskulární a metabolické vředy a otlaky). Díky svým vlastnostem zajišťuje vlhké prostředí v ráně a tím ji chrání před mechanickým poškozením. Krém je aplikován na vydesinfikovaná poranění 2x-3x denně (Pospíšilová 2005). Poranění jsou zakryta sterilním obvazem.

Produkt *Bionet tylové polštářky* je složen z bavlněné tkaniny s obsahem kyseliny hyaluronové. Polštářky jsou přikládány sterilní pinzetou na předem vydezinfikovanou a vyčištěnou ránu a jsou překryty sterilním obvazem (Pospíšilová 2005). V tabulce 2 je uveden přehled používaných terapeutických krytů ran, jejich výhody, nevýhody a použití.



Obrázek25: Hyiodine (Contipro C a. s.).

Tabulka 2: Přehled jednotlivých skupin terapeutických krytů ran

Produkt	Materiál	Typ obvazu	Použití	Výhody	Nevýhody
<i>Hydrocoll</i> <i>Hydrotul</i> <i>Ultec PRO</i>	Polopropustný PUR film s tenkou vrstvou hydrokoloidu	Hydrokoloid-ní kryty	Granulující rány bez infekce s nízkou až střední sekrecí	Nízké riziko traumatiza-ce rány, odolnost na vodu	Zápach, riziko infekce, poškození kůže při převazu
<i>Intrasite-gel</i> <i>Tegaderm CHG</i>	Karboxyl- methylcelulózapoly propylen-glykol	Hydrogelové kryty	Rány se suchou spodinou i silně mokvající	Rehydratace suché tkáně, absorpce sekretu z rány	Alergie na polypropylen- glykol
<i>Carbonet</i> <i>Askina Carb.</i> <i>Carboflex</i>	Aktivní uhlíková tkanina a absorpční textilie	Kryty s aktivním uhlím	Zapáchající, secernující a nekrotické rány	Absorpční vlastnosti, bakteriosta-tický účinek,	Přisychání ke spodině rány
<i>Actisorb plus</i> <i>Actisorb 220</i>	Aktivní uhlíková tkanina a Ag	Kryty s aktivním uhlím a stříbrem	Kontamino-vané a infikované rány s dostateč- nou sekrecí, tumorózní kožní vředy	Redukce bakterií, potlačení rané infekce	Přisychání ke spodině rány, nutné sekundární krytí
<i>Asticoat7</i> <i>Acticoat</i> <i>absorb.</i>	Nanokrysta-lické Ag a netkané PE jádro	Antiseptický kryt se stříbrem	Kožní vředy, popáleniny, na rány s vysokým rizikem infekce	Baktericidní efekt, nízké adherentní, střihání krytu	Dočasné zabarvení spodiny rány, nutnost zamezení kontaktu krytu s elektrodami

Produkt	Materiál	Typ obvazu	Použití	Výhody	Nevýhody
<i>Atrauman Ag</i>	Chemicky vázané metalické Ag a hydroföbní nosič, masťový základ	Antiseptický kryt se stříbrem	Slabě secernující kožní vředy, aplikace přímo na ránu	Neadheruje ke spodině rány a okolí	Sekundární krytí savým krytem a fixace
<i>Kaltostat, Sorbalgon</i>	Alginátová vlákna, sodné a vápenaté soli kyseliny alginové	Alginátové kryty	Na povrchní i hluboké rány se střední až silnou sekrecí	Bakteriostatický a homeostatický účinek	Alergie, sekundární gázové nebo filmové krytí, výplach rány při převazu
<i>Tielle plus Askina Transorbent, Askina Touch</i>	Diferencova-ná struktura PUR pěny	Neadherentní pěnové kryty	Rány se slabou i silnou sekrecí ve fázi granulace a epitelizace	Adhezivní i neadhezivní okraj, odolnost na vodu	Alergie, riziko vzniku infekce a macerace rány
<i>Mepilex Mepilex Ag</i>	Kontaktní PUR pěna je pokrytá silikonem	Neadherentní pěnové kryty se silikonem	Čistá rána ve stádiu granulace a epitelizace	Neulpívá na spodině rány, ale adheruje ke kůži v okolí	Riziko infekce, kryt nesmí být používán s oxidanty
<i>Bioclusive Tegaderm Hydrofilm Askinaderm</i>	Průhledný, selektivně propustný PUR film a akrylátové hyperalergenní lepidlo	Transparentní filmové kryty	Povrchní rány s minimální sekrecí, pooperační hojení	Regenerace kůže, antibakteriální bariéra	Alergie, žádná absorpce exsudátu, časté převazy
<i>Promogran-Prisma DerMax MelMax</i>	Kolagen, regenerovaná oxidovaná celulosa, Ag a PH-ionogeny	Bioaktivní kryty	Stagnující kožní vředy, granulující rány s mírnou až střední sekrecí	Ochrana růstových faktorů, hemostatický účinek	Alergie, infekce, je nutné zvlhčení a sekundární překrytí rány
<i>Hyiodine Bionet krém Bionet-tylové polštářky</i>	Hyaluronát sodný, jód, jodid draselný	Kryty s hyaluronovou kyselinou	Hydratace plošných a hlubokých vředů, povrchové rány	Podpora hojení a granulace rány, zábrana vysychání spodiny rány	Bolestivost při aplikaci, zarudnutí okolí rány, infekce, neaplikovat současně s jinými léčivy

II. EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

Cílem experimentální části práce je návrh vhodného materiálu a struktury pro kryty ran, testování sorpčních vlastností nanovláknenné vrstvy a vrstvy netkané textilie vpichované s inkorporovaným zeolitovým práškem i bez zeolitového prášku a testování sorpčních vlastností samotného zeolitu. Jak bylo uvedeno v teoretické části, zeolity nacházejí pro své vynikající sorpční vlastnosti stále větší uplatnění v oblasti léčby a hojení rány.

Jako materiály pro kryty ran byly zvoleny nanovláknenné vrstvy hydrofilního 12% PVA a hydrofobního 14% PCL a vrstva netkané textilie vpichované, která byla vyrobena z polyesterové stříže. Do nanovláknenné i do netkané vrstvy byl inkorporován zeolitový prášek o různých frakcích. Sorpční vlastnosti daných struktur byly porovnány a výsledky zaneseny do grafů a tabulek.

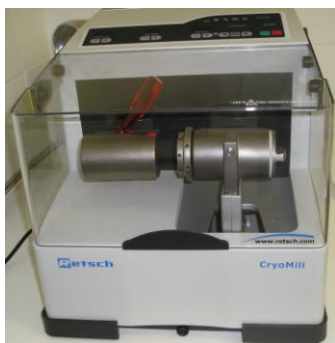
5 Vytvoření nanovláknenné vrstvy

V této kapitole budou popsány postupy při vytváření nanovláknenné vrstvy 12% PVA a 14% PCL. Dané vrstvy budou vyrobeny elektrostatickým zvlákňováním metodou Nanospider. Součástí elektrostatického zvlákňování bude také řízené sypání zeolitového prášku. Z granulovaného zeolitu budou vytvořeny určité frakce (jemnosti částic), které budou inkorporovány do daných vrstev.

5.1 Mletí zeolitu

RETSCH – CryoMill (obr. 26) je kulový, vibrační a kryogenní mlýn. Vstupní velikost zrn je maximálně 8mm a výstupní velikost zrn cca 5 μ m. Mlecí nádoby jsou chlazeny kontinuálně tekutým dusíkem z integrovaného chladicího systému před i při mletí. Vzorek materiálu je potom křehký a nestálé složky jsou zachovány. Mletí zeolitu bylo provedeno bez chladicího systému s digitálním nastavením frekvence 25 Hz, počtem cyklů 01 a časů 1.45, 1.00, 0.50 a 0.45. Vstupní velikost zrn zeolitu byla průměrně 1,5 mm, po sítování byly stanoveny jednotlivé frakce zeolitu,

například 125 – 250 μm . V levé části obrázku 27 je vstupní velikost zrn zeolitu a v pravé části následně stanovena frakce ze sítování 125 – 250 μm .



Obrázek 26: Přístroj RETSCH – Cryomill v laboratoři TUL. Obrázek 27: Vstupní velikost zrn a frakce

Princip mletí spočívá ve vibraci mlecí nádoby v horizontální poloze. Pohybem mlecí kuličky je způsoben náraz s vysokou energií na vzorek materiálu v mlecí nádobě a vzorek se mele. Pohybem mlecí nádoby a kuličky je způsobeno intenzivní míchání vzorku.

Postup při mletí zeolitu byl následující: do 1/3 mlecí nádoby o obsahu 35 ml byl vložen granulovaný zeolit, na jeho povrch se položila ocelová kulička o průměru 10mm, zbytek obsahu mlecí nádoby tvořil vzduch, aby se v nádobě mohla kulička pohybovat. Uzavřená mlecí nádoba se zeolitem byla vložena a zašroubována do chladicího pláště stroje. Po ukončení mletí byla uvolněná mlecí nádoba vysunuta z chladicího pláště. Namletý zeolitový prášek byl pomocí štětečku vyložen na Petriho misku. Tento postup se opakoval pro všechny uvedené časy mletí.

S ohledem na testování sorpčních vlastností jednotlivých frakcí (jemností částic) zeolitového prášku v nanovlákněné struktuře a ve struktuře netkané textilie, bylo důležité pomocí sítování stanovit jednotlivé frakce zeolitového prášku. Měření sorpčních vlastností vybraných frakcí popisují následující kapitoly této části práce.

5.2 Sítování zeolitového prášku

Cílem sítování zeolitového prášku bylo stanovit jednotlivé frakce namletého zeolitu na síťovacím stroji RETSCH – AS200 (obr. 28) s nastavením amplitudy a času

sítování. Stroj má elektromagnetický pohon, který umožní rovnoměrné rozložení sítovaného materiálu po celé ploše síta.



Obrázek 28: Sítovací stroj RETSCH – AS v laboratoři TUL

Síta o průměru 40, 63, 71, 90, 125, 200 a 250 μm byla upevněna na vibrační talíř upínacím zařízením, v našem případě dvěma přitlačnými elementy. Na sítovacím stroji byla nastavena amplituda sítování 60 a čas 5 minut. Po ukončení sítování byly z jednotlivých sít stanoveny frakce nad 250 μm , 200 – 250 μm , 125 – 200 μm , 90 – 125 μm , 71 – 90 μm , 63 – 71 μm .

5.3 Příprava roztoků 12% PVA a 14% PCL

Nanovláknenné materiály byly vyrobeny z polymerních roztoků hydrofobního 14% polykaprolaktonu (PCL) a hydrofilního 12% polyvinylalkoholu (PVA) elektrostatickým zvlákňováním z nanospideru.

Příprava 14% roztoku polykaprolaktonu

Byl připraven 14% roztok PCL s molekulovou hmotností 42500 g / mol od firmy Sigma – Aldrich, který byl rozpuštěn ve směsi chloroform-etanol v poměru 9:1 magnetickým mícháním.

Příprava 12% roztoku polyvinylalkoholu

Roztok 12% PVA byl připraven z PVA o koncentraci $16 \pm 1,5\%$ a molekulové hmotnosti 60000 g/mol pod obchodním názvem Sloviol R. Produkt dodává firma Novácké chemické závody. S ohledem na hydrofilní vlastnosti PVA bylo nutné síťování při teplotě 135°C po dobu 3 - 5 minut za přítomnosti síťovacích činidel 2 % m.w. 40% Glyoxalu a 1 % m.w. 85% kyseliny fosforečné.

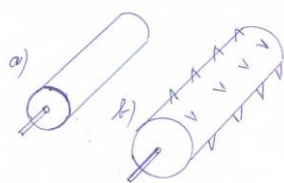
5.4 Elektrostatické zvlákňování – Nanospider

Pro výrobu nanovlákných struktur byla použita metoda Nanospider. Princip této metody spočívá v částečném ponoření válečku v roztoku polymeru a otáčením na sebe tento váleček nanáší určité množství roztoku polymeru. Váleček je připojen ke zdroji vysokého napětí. Z tenké polymerní vrstvy se na povrchu válečku po celé délce tvoří Taylorovy kužely. V nestabilní části zvlákňování dochází k odpařování rozpouštědla z proudů roztoku polymeru a vzniklá nanovlákná dopadají na druhou elektrodu spojenou se zdrojem vysokého napětí.

Polymery patří mezi nejdůležitější parametry elektrostatického zvlákňování, které výrazně ovlivňují výsledné vlastnosti nanovlákných materiálů. Elektrostatické zvlákňování je také ovlivněno okolní teplotou a vlhkostí, vzdáleností elektrod, použitým napětím, koncentrací, viskozitou, povrchovým napětím a vodivostí zvlákňovaného polymeru (Lukáš 2008).

Pro elektrostatické zvlákňování 12% PVA a 14% PCL byly vybrány tyto frakce zeolitového prášku: 200 – 250 μm , 63 – 71 μm , 71 – 90 μm a 63 – 71 μm .

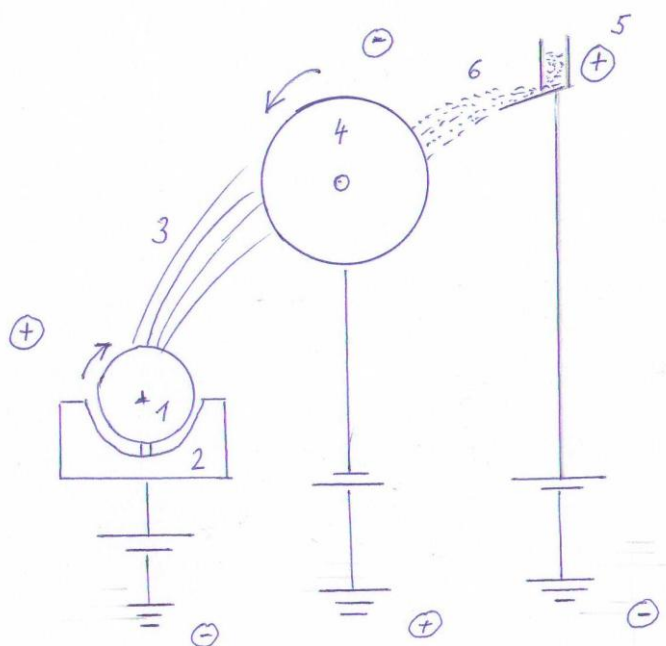
12% PVA byl zvlákňován při okolní teplotě 23°C, vlhkosti vzduchu v laboratoři $22 \pm 1\%$, napětí na anodě 45 kV textilií, napětí na katodě 8,2 kV, času zvlákňování 10 minut a vzdáleností elektrod 14 cm. Pro zvlákňování byl použit váleček s hladkým povrchem (obr. 29). Vzniklá nanovlákná dopadala na Spunbond textilií, která byla natočena na sběrnou elektrodu vždy pro stanovenou frakci. Celý mechanismus elektrostatického zvlákňování byl doplněn přídatným zařízením pro řízené sypání mletého zeolitu a jeho cíleného uvolňování do nanovlákné struktury. Schéma je patrné z obrázku 30.



Obrázek 29:

a) Váleček s hladkým povrchem

b) Váleček s hroty



Obrázek 30: Schéma mechanismu elektrostatického zvlákňování
1-váleček s hladkým povrchem, 2-polymerní lázeň, 3-vznikající nanovláknna, 4-sběrná elektroda, 5-přídavné zařízení pro násyp zeolitového prášku, 6-sypání zeolitového prášku do nanovláknenné vrstvy

14% PCL byl zvlákňován při okolní teplotě 23°C , vlhkosti vzduchu $24 \pm 1\%$, napětí na anodě 42 kV, napětí na katodě 10,9 kV, času zvlákňování 10 minut a vzdálenosti elektrod 18 cm. Na rozdíl od zvlákňování 12% PVA, bylo pro zvlákňování 14% PCL použito válečku, který má po celém povrchu hroty (viz výše obr. 29). Parametry zvlákňování musí být nastaveny tak, aby proces zvlákňování mohl probíhat.

Z důvodu zamezení vysypání zeolitu se z celkového času zvlákňování 10 minut vytvářela 1 minutu nanovláknenná vrstva bez procesu sypání zeolitového prášku, pak 8 minut s procesem sypání a opět 1 minutu zvlákňování bez procesu sypání zeolitového prášku. Tímto způsobem byl zeolitový prášek o vybraných frakcích inkorporován do nanovláknenné struktury PVA i PCL. Jednotlivé vzorky byly označeny pro další zpracování.

Měření rozmístění zeolitového prášku v nanovláknenné struktuře pomocí elektronového mikroskopu v laboratoři TUL nebylo provedeno, z důvodů toho, že by inkorporovaný zeolitový prášek nebyl pod nanovláknennou vrstvou vidět.

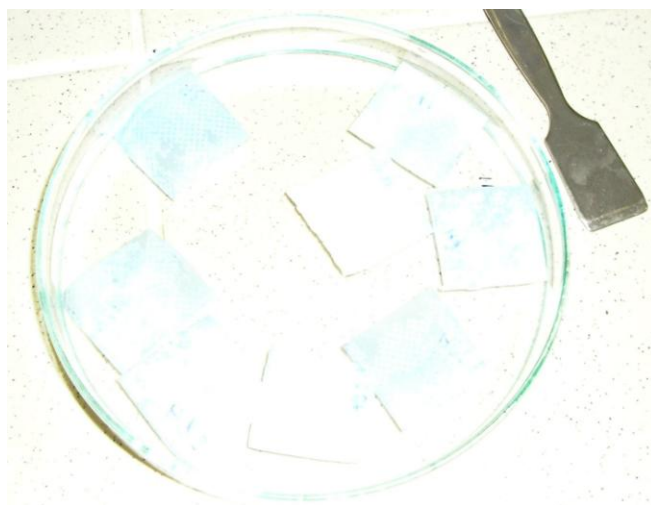
6 Testování rozpustnosti nanovláknenné vrstvy

Protože cílem této práce je vývoj nanovláknenných materiálů pro kryty ran, bylo důležité zjistit sorpční vlastnosti daných vrstev s obsahem zeolitového prášku o různé frakci i bez obsahu zeolitu a porovnat je mezi sebou.

Z vyrobených nanovláknenných vrstev PVA a PCL byly připraveny vzorky na základě dostupnosti materiálu o velikosti 3 x 3 cm. Celkem bylo zapotřebí připravit 32 vzorků PVA a 32 vzorků PCL. Pro testování sorpčních vlastností byly z každé frakce vybrány 2 vzorky pro stanovené časy 30, 300, 1800 a 3600 sekund.

Princip testování sorpčních vlastností spočíval v tom, že jednotlivé vzorky byly v předem stanovených časech smáčeny fyziologickým roztokem. Po uplynutí stanovené doby byly vzorky z fyziologického roztoku vyjmuty a po odkapání byla zjištěna jejich hmotnost.

Postup v laboratoři byl takový, že nejprve byly zjištěny hmotnosti suchých vzorků s obsahem zeolitového prášku a suchého vzorku bez obsahu prášku. Z rozdílů hmotností vzorků s obsahem prášku zeolitu a vzorků bez obsahu prášku zeolitu bylo stanoveno množství zeolitového prášku připadající na vzorek. Fyziologický roztok byl připraven z 0,9% NaCl a demineralizované vody v množství 200 - 500 ml. Část roztoku se nalila do Petriho misky a vzorky byly v roztoku zcela ponořeny přesně po stanovené časy (obr. 31). Potom byly jednotlivé vzorky vyjmuty a po zavěšení byly ponechány asi 2 – 5 minut na odkapání. Pak byly vzorky zváženy a jejich hodnoty zaznamenány.



Obrázek 31: Smáčení vzorků ve fyziologickém roztoku

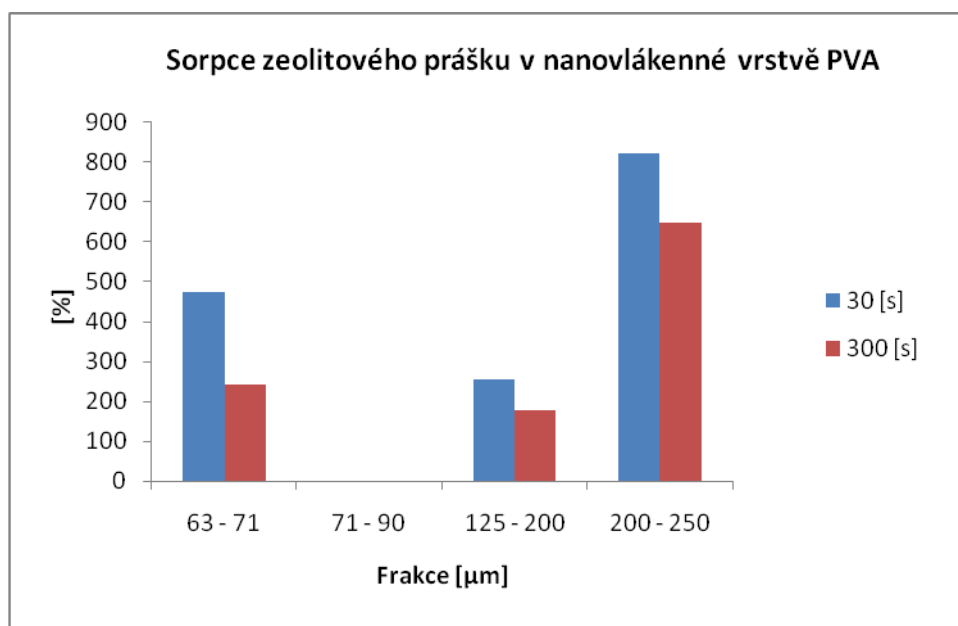
6.1 Testování rozpustnosti nanovlákněné vrstvy PVA

Nanovlákněná vrstva 12% PVA o frakci 63 – 71 μm , 90 - 125 μm a 125 – 250 μm se již v čase smáčení 30s a 300s na podkladové Spunbond textilií srazila, v čase smáčení 1800s a 3600s se vysrážená nanovlákněná vrstva všech frakcí oddělila od podkladové textilie a následně se rozpustila. Toto bylo s největší pravděpodobností způsobeno nedostatečným síťováním 12% PVA a jeho hydrofilními vlastnostmi. Proto se vzorek PVA nejeví jako vhodný sorpční materiál. Hodnoty hmotností vzorků po odkapání nejsou proto v uvedených časech zaznamenány, jak je patrné z tabulky 3 v příloze č. 1. Sorpční vlastnosti vzorků frakce 71 – 90 μm nebyly měřeny v žádném stanoveném čase. Aby bylo možné provést porovnání hodnot sorpce a grafické vyhodnocení, byly převedeny hodnoty sorpce na % hmotnosti. (100% bylo množství zeolitového prášku ve vzorku). V tabulce 3 jsou tedy mimo hodnot hmotností [g] vzorků jednotlivých frakcí zaznamenány také hodnoty sorpce [%] u vzorků bez obsahu zeolitu, s obsahem zeolitu a hodnoty sorpce samotného zeolitového prášku.

Sorpční vlastnosti nanovlákněné struktury 12% PVA s inkorporovaným zeolitovým práškem znázorňuje graf č. 1, v tabulce ke grafu 1 jsou zobrazeny průměrné hodnoty sorpce zeolitového prášku v % ze dvou měřených vzorků jednotlivých frakcí a v čase 30 a 300 sekund. Detailnější hodnoty viz tabulka 3 v příloze č. 1.

Tabulka 4: Hodnoty ke grafu 1.

h_{sPVA} [%]				
Frakce [μm]	63 - 71	71 - 90	125 - 200	200 - 250
30 [s]	472,44	0	254,56	818,06
300 [s]	240,08	0	175,5	647,12

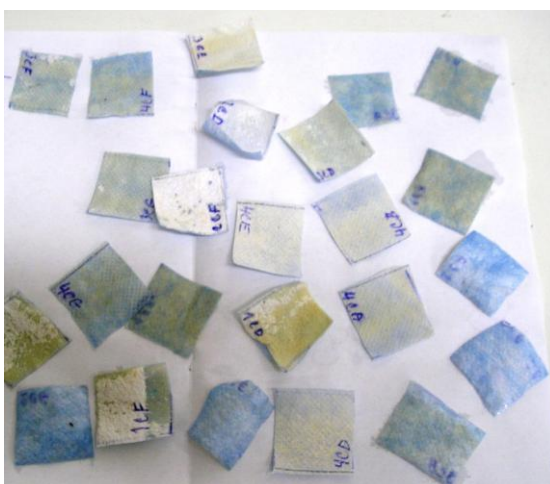


Graf 1: Sorpce zeolitového prášku v nanovlákně PVA

Z grafu 1 je patrné, že sorpce zeolitového prášku v nanovlákně 12% PVA byla měřena jen v čase 30s a 300s, nejvyšší hodnoty byly zaznamenány u frakce 200 – 250 μm v nejkratším čase, u frakce 71 – 90 μm nebyly hodnoty sorpce zaznamenány vůbec, neboť u této frakce došlo již v čase 30s a 300s k úplnému oddělení nanovlákně vrstvy. Z měření je patrné, že by pro tento typ vrstvy vyhovovala lépe struktura s hrubší frakcí zeolitu s ohledem na hydrofilní vlastnosti PVA a při dostatečném zesíťování PVA.

6.2 Testování rozpustnosti nanovlákně vrstvy PCL

Postup při testování sorpčních vlastností zeolitového prášku v nanovlákně vrstvě PCL probíhal jako u výše popsané struktury. U vzorků 14% PCL, kde hmotnost prášku nedosáhla hodnoty hmotnosti zeolitového prášku alespoň 0,02g, nebylo provedeno měření, protože by bylo ze statistického hlediska vybočující. Hodnoty sorpce byly měřeny u všech frakcí a ve stanovených časech, na rozdíl od vrstvy 12% PVA. Na obrázku 32 jsou znázorněny vzorky 14% PCL bezprostředně po odkapání a zjištění hmotnosti. Hodnoty hmotnosti [g] byly zaznamenány do tabulky 5, v příloze č. 1. Pro kvalitnější vyhodnocení byly také pro vzorky PCL vypočteny hodnoty sorpce [%] u vzorků bez prášku, s práškem zeolitu a u samotného zeolitového prášku.



Obrázek 32: Vzorky 14% PCL po odkapání a zvážení

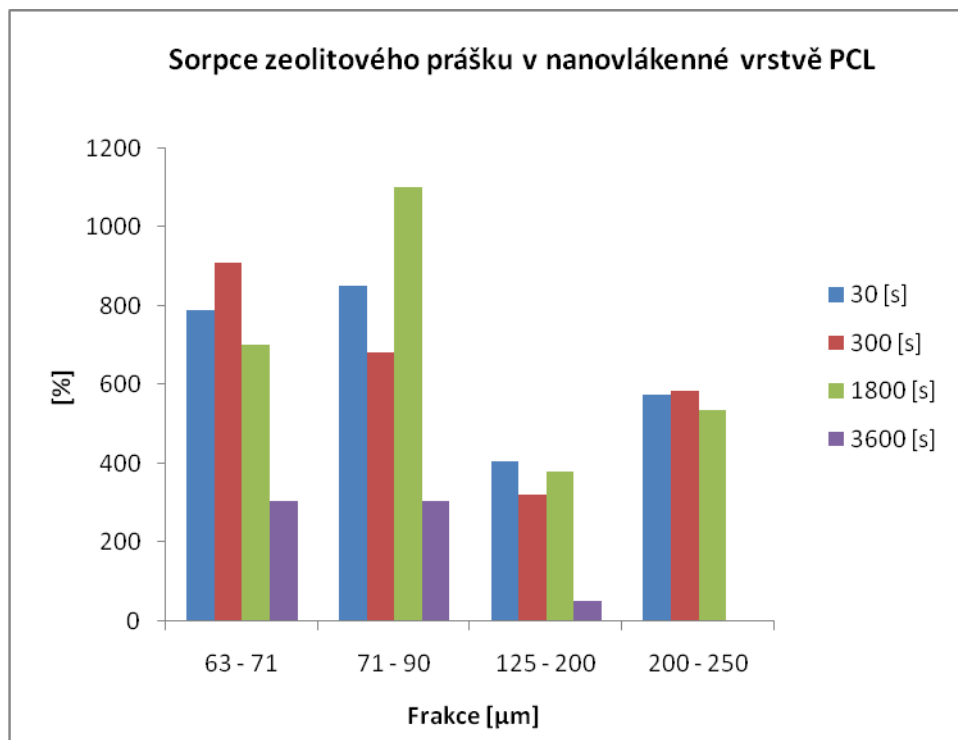
Sorpční vlastnosti zeolitového prášku v nanovlákněné struktuře PCL znázorňuje graf č. 2. V tabulce ke grafu 2 jsou zobrazeny průměrné hodnoty sorpce zeolitového prášku v % ze dvou měřených vzorků jednotlivých frakcí a v čase 30, 300, 1800 a 3600 sekund. Detailní hodnoty jsou v tabulce 5 v příloze č. 1.

Tabulka 6: Hodnoty ke grafu 2.

	h_{sPCL} [%]			
frakce [μm]	63 - 71	71 - 90	125 - 200	200 - 250
30 [s]	788,73	851,11	405,01	574,35
300 [s]	909,45	684,36	322,31	583,86
1800 [s]	703,98	1102,54	381,51	537,01
3600 [s]	306,94	304,45	52,71	0

V grafu 2 je vidět při měření sorpčních vlastností zeolitového prášku v nanovlákněné vrstvě PCL, že frakce 63 – 71 μm a 71 – 90 μm mají podstatně vyšší sorpci než frakce 90 – 125 μm a 125 - 250 μm . Jemnější frakce zeolitu zvyšují sorpci této vrstvy podstatně výrazněji v kratších časech na rozdíl od vrstvy PVA, kde u frakce 71 - 90 μm nebyly zaznamenány hodnoty vůbec žádné. Přibližně stejné, ale nižší hodnoty sorpce byly zaznamenány u frakce 125 - 250 μm s výjimkou stanovené doby 3600s, kde bylo zjištěno, že testované vzorky neobsahují dostatečnou hodnotu

hmotnosti zeolitového prášku. S ohledem na získání vybočujících měření, nebyly tyto vzorky testovány.



Graf 2: Sorpce zeolitového prášku v nanovlákně PCL

7 Vytvoření vrstvy netkané textilie

Jako materiály na kryty ran nejsou vhodné jen nanovlákněné vrstvy, velmi dobře jsou uplatňovány také netkané textilie. Sorpční vlastnosti vzorků připravených z netkané textilie vpichované s obsahem zeolitového prášku o stanovených frakcích budou porovnány se sorpčními vlastnostmi nanovlákněných vrstev PVA a PCL.

Vlákněná vrstva netkané textilie byla vyrobena na mykacím stroji z polyesterových vláken ve formě stříže o potřebné tloušťce. Příčně kladená pavučina byla mechanicky zpevněna na vpichovacím stroji pomocí speciálních vpichovacích jehel s ostny, které byly umístěny v kmitající desce vpichovacího stroje. Mezi důležité parametry vpichovacího stroje patří hloubka vpichu, která se většinou řídí tloušťkou vlákněné vrstvy a bývá v rozmezí od 5 – 25 mm. Další sledovaný parametr ovlivňující pevnost netkané textilie je počet vpichů na plochu vrstvy [$1/m^2$]. Přesné parametry u vpichovacího stroje nebyly známy.

7.1 Aplikace zeolitového prášku do vrstvy NT

Z netkané textilie vpichované byly vystříženy vzorky o velikosti 5 x 7cm. Na každý vzorek byl ručně nanesen zeolitový prášek určité frakce o hmotnosti 1g. Zeolitový prášek byl od středu vzorku rovnoměrně rozetřen pomocí štětečku na plochu vzorku, jak je vidět z obrázku 33. Mletí zeolitu a rozdělení do jednotlivých frakcí síťováním probíhalo stejným způsobem jako u PVA a PCL. Nanesený zeolitový prášek byl do vrstvy netkané textilie vpichované inkorporován pomocí ultrazvuku (obr. 34) o frekvenci 27 kHz a výkonu 1 kW.



Obrázek 33: Ruční aplikace zeolitu na NT



Obrázek 34: Ultrazvuk v laboratoři TUL

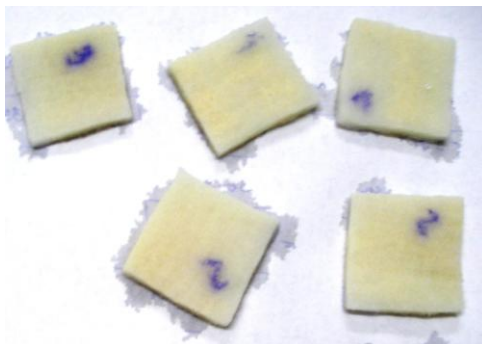
V průběhu lisování zeolitového prášku do vrstvy netkané textilie bylo zjištěno, že frakce 63–71 μm byla pro danou vrstvu netkané textilie vpichované příliš jemná a danou vrstvou propadala. Sorpční vlastnosti této frakce zeolitového prášku tedy nebyly zkoumány. Zeolitový prášek o frakci 71 - 90 μm při inkorporaci ultrazvukem také částečně vrstvou netkané textilie propadal. Lépe vyhovující pro vrstvu netkané textilie se jeví vytvoření struktury z hrubší frakce zeolitového prášku.

7.2 Testování rozpustnosti netkané textilie

Z netkané textilie vpichované se zalisovaným zeolitovým práškem bylo připraveno 24 vzorků o velikosti 3 x 3 cm pro smáčení v čase 30s, 300s, 1800s a 3600s. (8 vzorků pro stanovenou frakci (200 – 250 μm , 125 - 200 μm a 71 - 90 μm). U nejjemnější frakce zeolitového prášku 63 – 71 μm nebylo měření provedeno, jak je popsáno v předchozí kapitole.

Testování sorpčních vlastností zeolitového prášku v netkané textilií vpichované bylo provedeno stejným způsobem jako testování nanovlákněné vrstvy PVA a PCL, postup je popsán v kapitole 3.3. Rozdíl v testování netkané textilie byl ve stanovení doby odkapání vzorků, která byla podstatně delší s ohledem na odlišnou strukturu než je struktura nanovlákněných materiálů.

Po odkapání byly vzorky zváženy (obr. 34) a hodnoty hmotnosti [g] zaznamenány, byla také vypočítána hodnota sorpce v % jako u PVA a PCL (tabulka 7, příloha č. 1).

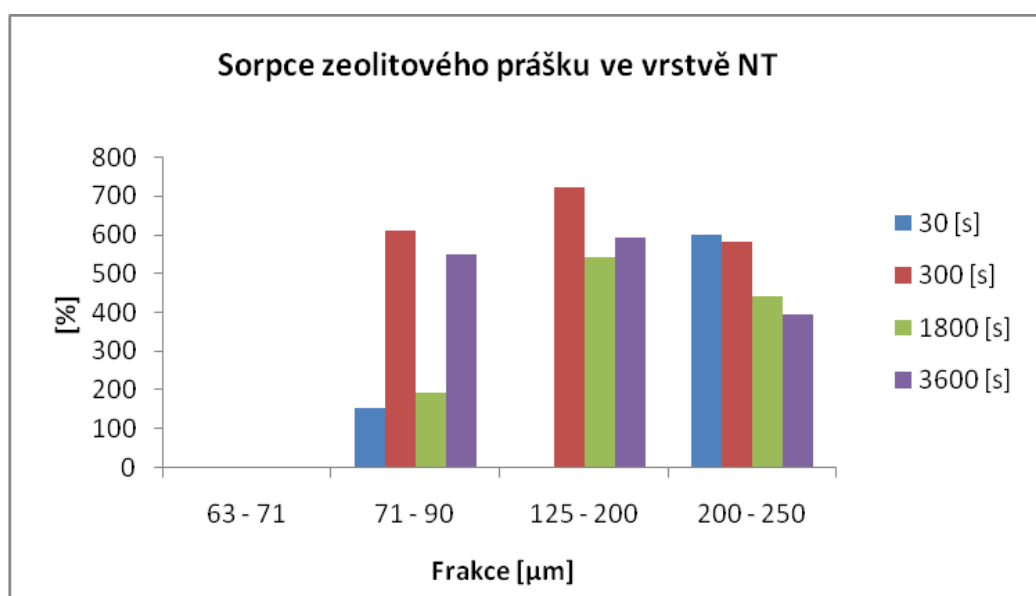


Obrázek 34: Vzorky netkané textilie vpichované po smáčení a zvážení

V grafu 3 jsou znázorněny sorpční vlastnosti zeolitového prášku ve struktuře netkané textilie vpichované. V tabulce ke grafu 3 jsou zobrazeny průměrné hodnoty sorpce zeolitového prášku [%] v netkané textilií ze dvou měřených vzorků jednotlivých frakcí a v čase 30s, 300s, 1800s a 3600s.

Tabulka 8: Hodnoty ke grafu 3.

h_{sNT} [%]				
frakce [μm]	63-71	71 - 90	125 - 200	200 - 250
30 [s]	0	152,15	0	600,64
300 [s]	0	610	725,3	582,15
1800 [s]	0	193,12	544,37	442,93
3600 [s]	0	551,92	593,34	394,94



Graf 3: Sorpce zeolitového prášku ve struktuře NT

Graf 3 znázorňuje sorpční vlastnosti zeolitového prášku předem stanovených frakcí a časů ve vrstvě netkané textilie vpichované. Z grafu je patrné, že sorpční vlastnosti vyšly lépe u této vrstvy u hrubších frakcí a v jednotlivých časech nejsou u těchto frakcí výrazné rozdíly v sorpci. Frakce 63 – 71 μm nezaznamenala žádné hodnoty měření, neboť byla pro vrstvu netkané textilie vpichované příliš jemná a při zalisování zeolitového prášku pomocí ultrazvuku touto vrstvou propadala. Rozdíly v sorpci u frakce 71 – 90 μm v jednotlivých časech mohou být způsobeny zalisováním nerovnoměrně rozloženého menšího množství zeolitového prášku, protože, jak popisuje předchozí kapitola, při zalisování ultrazvukem tato frakce strukturou netkané textilie částečně propadala.

Grafy 4, 5, 6 a 7 znázorňující sorpční vlastnosti zeolitového prášku určité frakce jsou stejně jako tabulky k těmto grafům umístěny v příloze č. 2.

8 Měření sorpčních vlastností zeolitu

Zeolit má pro své sorpční vlastnosti stále větší význam v mnoha oblastech. V medicíně ho lze využít jako sorpčního materiálu do krytů ran s ohledem na jeho schopnost absorbovat s tekutinou také celou řadu nečistot, které jsou v této tekutině přítomné. Zeolit, jako zajímavý sorpční materiál, byl popsán v kapitole 3.

Měření sorpčních vlastností samotného zeolitu má ukázat na fakt, že sorpční vlastnosti zeolitu ovlivňuje struktura materiálu, do které je zeolit inkorporován, množství zeolitového prášku, frakce i způsob inkorporace. Měření bylo provedeno na přístroji KRÜSS K12 od firmy GmbH, Hamburg v laboratoři TUL při okolní teplotě 23 °C a vlhkosti 30 %.

Příprava zeolitu

Mletí a síťování zeolitu probíhalo stejným způsobem, jaký je popsán v kapitole 5.1 a 5.2. Pro měření sorpčních vlastností byly vybrány stejné frakce jako pro testování sorpčních vlastností zeolitového prášku v nanovlákněné a netkané vrstvě:

200 – 250 μm , 125 – 200 μm , 71 – 90 μm a 63 – 71 μm .

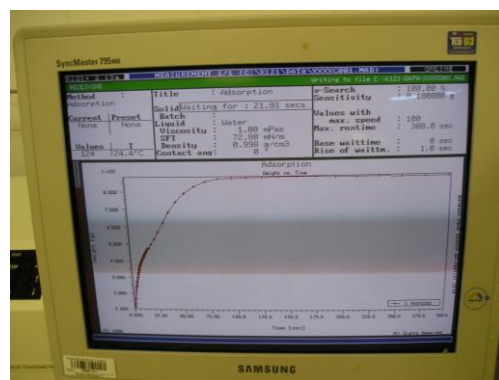
8.1 Měření na přístroji KRÜSS K12

Měření na přístroji KRÜSS K12 je založeno na pronikání testované kapaliny do pórovité struktury materiálu při nastavení citlivosti [g], maximální rychlosti měření a maximální době měření [s]. Klíčovou roli hraje příprava vzorků, vzorek je pokaždé umístěn do měřicí destičky předem definovaným způsobem, aby byla zaručena reprodukovatelnost měření. Měření je provedeno na vahách vybavených dostatečně rychlou datovou komunikací s PC. V průběhu měření sorpce kapaliny probíhá i grafický záznam jednotlivých měření.

Postup při testování sorpčních vlastností samotného zeolitu byl následující: Od každé frakce byly připraveny dva vzorky zeolitového prášku o hmotnosti 1g. Prášek o dané hmotnosti byl vsypán do měřicí destičky, do které byl na začátek a na konec nasypaného materiálu vložen tenký papírový filtr. Po zapnutí měřicí jednotky a zaaretování váhového systému byla zašroubovaná měřicí destička vložena mezi čelisti, následně byl váhový systém odaretován. Termostat, ve kterém byla umístěna kádinka s testovací kapalinou, byl zvedán do polohy, kdy se nachází hladina kapaliny těsně pod okrajem měřicí patrony (obr. 35). Rovnoběžnost mezi kapalinou a měřicí destičkou je nezbytná pro správný výsledek. Testovací kapalinou byl stejně jako v ostatních případech měření sorpce fyziologický roztok.



Obrázek 35: Přístroj KRÜSS v laboratoři TUL



Obrázek 36: Grafické znázornění měření na PC

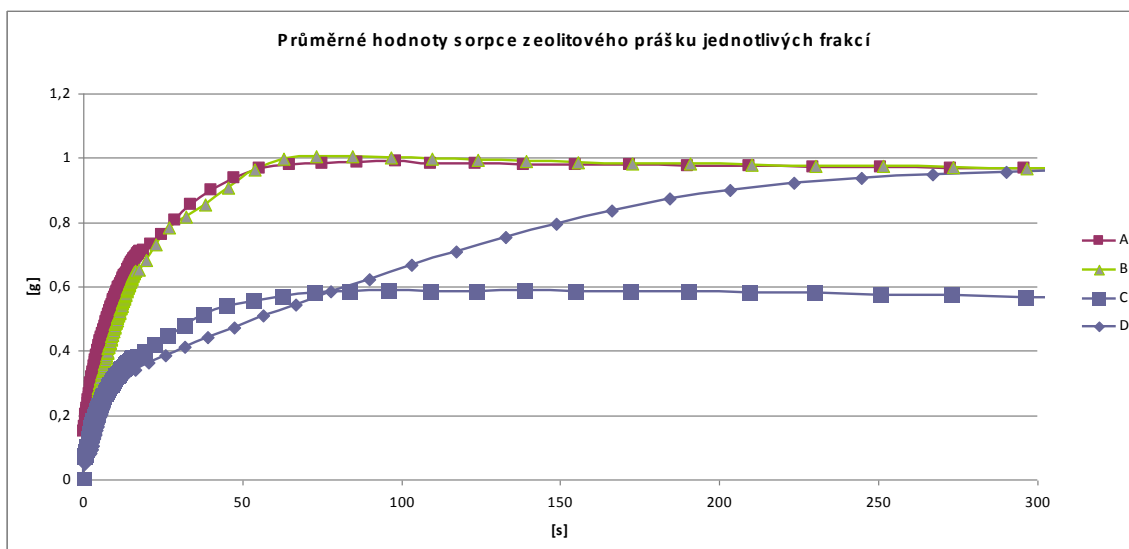
Měření probíhalo na PC v pracovním programu tenzometru při nastavení citlivosti vah 0,01g, maximální rychlosti měření 100 a maximálním čase měření 300s. Na monitoru PC bylo možné sledovat grafický záznam po celý maximální čas měření (obr. 36). Tímto způsobem se opakovalo druhé měření každé frakce.

V programu Excel byly uloženy hodnoty hmotností [g] a času [s] ze dvou měření každé frakce. Výsledky ze dvou měření byly statisticky zpracovány do průměrných hodnot a tyto hodnoty byly porovnány pomocí bodového grafu 8, ze kterého bylo možné vyhodnotit sorpční vlastnosti zeolitového prášku o dané frakci. U frakce 63 – 71 μm bylo provedeno jen jedno měření, u druhého vzorku byla velká sorpce vlhkosti, s ohledem na jemnost frakce byl i menší objem materiálu v měřicí destičce a tím i vyšší citlivost v průběhu měření.

Z grafu 8 je patrné, že vyšší sorpce zeolitového prášku bez výrazných rozdílů byla zaznamenána u frakce 200 - 250 μm a 125 - 200 μm na rozdíl od jemnějších frakcí.

Lze předpokládat, že velikost prostoru mezi částicemi zeolitu byla v měřící destičce po stlačení menší u jemnějších frakcí a vlivem působení větších kapilárních sil byla naměřena u jemnějších frakcí nižší sorpce.

V grafu 8 je symbol A = 200 - 250 μm , B = 125 - 200 μm , C = 70 - 90 μm a D = 63 - 71 μm .



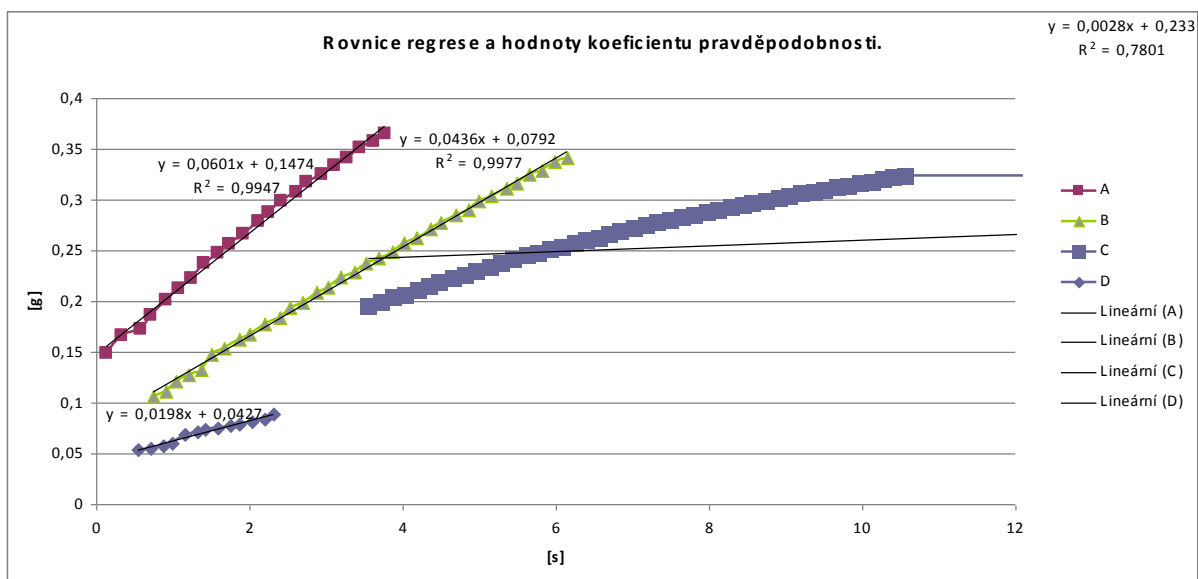
Graf 8: Průměrné hodnoty sorpce zeolitového prášku jednotlivých frakcí.

V grafu 9 jsou zobrazeny rovnice regrese a hodnoty koeficientu pravděpodobnosti každé frakce R^2 . Z grafu je zřejmé, že měření přístrojem KRÜSS probíhalo skokem, i když počáteční hodnota měření byla nastavena na nule. Hodnoty rychlosti sorpce se tím ale nemění, proto byly hodnoty b zanedbány. Hodnoty rychlosti sorpce a \sqrt{R} jsou vepsány do tabulky 13.

Z tabulky 13 lze rovněž předpokládat, že nižší průměr částic má také nižší rychlost nasávání kapaliny. Pravděpodobné vysvětlení tohoto jevu je popsáno u grafu 8.

Tabulka 13: Hodnoty rychlosti sorpce a \sqrt{R}

frakce [μm]	h_s [g/s]	\sqrt{R}
200 – 250 μm	0,0601	0,9973
125 – 200 μm	0,0436	0,9988
71 - 90 μm	0,0028	0,8832
63 – 71 μm	0,0198	0,9846



Graf 9: Rovnice regrese a koeficienty pravděpodobnosti

III. DISKUSE

Tato diplomová práce se zabývá vývojem nových vláknenných materiálů pro kryty ran. V teoretické části práce jsou popsány požadavky, vlastnosti, použití a druhy nanovláknenných materiálů, sorpční materiály vhodné na použití v medicíně a terapeutické kryty ran. Cílem experimentální části bylo testování sorpčních vlastností nanovláknenné vrstvy 12% PVA, 14% PCL a netkané textilie vpichované. Důvodem vybrání těchto polymerů bylo porovnání jejich hydrofilních a hydrofobních vlastností. Do obou nanovláknenných struktur byl inkorporován zeolitový prášek o různých frakcích. V průběhu měření bylo zjištěno, že se 12% PVA nejeví jako vhodný sorpční materiál s ohledem na své hydrofilní vlastnosti a nedostatečné síťování na rozdíl od vrstvy 14% PCL, kde byly měřením zjištěny poměrně vysoké hodnoty sorpce zejména v jemnějších frakcích a kratších časech. Výsledky měření sorpčních vlastností netkané textilie vpichované ukazují v porovnání s nanovláknennou strukturou lepší sorpční vlastnosti naopak v hrubších frakcích zeolitového prášku a v delších časech. Zajímavé výsledky byly získány měřením sorpčních vlastností samotného zeolitového prášku na přístroji KRÜSS K12. Hodnoty všech měření jsou zobrazeny v tabulkách a graficky.

Testování sorpčních vlastností PVA a PCL

V experimentální části v kapitolách 6.1 a 6.2 je popsán postup při testování sorpčních vlastností nanovláknenné vrstev 12% PVA a 14% PCL. PVA patří mezi hydrofilní a PCL patří mezi hydrofobní polymery. Do obou nanovláknenných struktur byl inkorporován zeolitový prášek o různé frakci. Zjištěné hodnoty obou nanovláknenných struktur jsou zapsány v tabulce 3 a 5 v příloze 1 a graficky znázorněny v grafu 1 a 2.

U nanovláknenné vrstvy PVA byla vyšší sorpce naměřena v časech 30s a 300s u frakce 200 – 250 μm , u frakce 71 – 90 μm se nepodařilo měření, protože u této frakce se nanovláknenná vrstva srazila a oddělila od podkladové Spunbond textilie ve všech stanovených časech. V čase 1800s a 3600s se sražená nanovláknenná vrstva oddělila od podkladové Spun-bond textilie také u ostatních frakcí a ve fyziologickém roztoku se rozpustila. S ohledem na hydrofilní vlastnosti PVA a nedostatečné zesíťování vyrobené nanovláknenné vrstvy se jeví tento polymer jako nepříliš vhodný pro sorpční materiály.

Výsledky měření nanovlákněné vrstvy PCL ukazují, že jemnější frakce zeolitu zvyšují sorpci této vrstvy podstatně výrazněji v 30s a 300s, na rozdíl od vrstvy PVA, kde u frakce 71 - 90 μm nebyly zaznamenány hodnoty vůbec žádné. Nižší hodnoty sorpce s malými rozdíly byly zaznamenány u frakce 125 - 250 μm s výjimkou stanovené doby 3600s, kde bylo zjištěno, že testované vzorky neobsahují dostatečnou hodnotu hmotnosti zeolitového prášku. S ohledem na získání vybočujících měření, nebyly tyto vzorky testovány. Pro své poměrně stabilní výsledky při měření sorpčních vlastností se tato vrstva jeví jako vhodná pro sorpční materiály.

Výsledky měření obou nanovlákněných vrstev ukázaly na podstatný vliv jemnosti částic zeolitového prášku na sorpční vlastnosti daných vrstev:

- Frakce 63 – 71 μm – u nanovlákněných vrstev byly zaznamenány vyšší sorpce v kratších časech.
- Frakce 71 – 90 μm – u nanovlákněné vrstvy PCL nastala vyšší sorpce v časech 30s a 1800s, nanovlákněná vrstva PVA nebyla hodnocena.
- Frakce 125 – 200 μm – u nanovlákněné vrstvy PVA byla měřena sorpce jen v časech 30s a 300s, u nanovlákněné vrstvy PCL byla sorpce v časech 30s, 300s a 1800s přibližně stejná.
- Frakce 200 – 250 μm – u nanovlákněné vrstvy PCL vykazovala v časech 30s, 300s a 1800s sekund také téměř vyrovnané hodnoty sorpce, nejvyšší sorpci v krátkých časech zaznamenala nanovlákněná vrstva PVA.

Porovnáním výsledků měření nanovlákněných struktur 12% PVA a 14% PCL s inkorporovaným práškem zeolitu se jako vhodnější jeví nanovlákněná vrstva s hydrofóbním polymerem PCL, která vykazovala v průběhu měření stabilnější výsledky sorpce než nanovlákněná vrstva PVA, ta se jeví jako méně vhodná zejména pro své hydrofilní vlastnosti a také nedostatečném zesíťování.

U nanovlákněné vrstvy PCL byly zaznamenány vyšší rychlosti sorpce v krátkých časových hodnotách a při jemnějších frakcích, proto by se ve vytvořené nanovlákněné struktuře pravděpodobně lépe uplatnila jemnější frakce zeolitového prášku.

Testování sorpčních vlastností netkané textilie vpichované

Postup při měření sorpčních vlastností netkané textilie vpichované je popsán v kapitole 7.2 v experimentální části diplomové práce. Zjištěné hodnoty sorpce jsou zobrazeny v tabulce 7 v příloze 1 a graficky znázorněny v grafu 3.

Netkaná textilie vpichovaná byla stejně jako nanovláknenné vrstvy připravena pro testování sorpčních vlastností. Do této vrstvy byl také inkorporován zeolitový prášek o různé frakci. Sorpční vlastnosti vyšly lépe u této vrstvy u hrubších frakcí a v delších časech.

Výsledky měření netkané textilie vpichované ukázaly také na významný vliv jemnosti částic zeolitového prášku na sorpční vlastnosti této vrstvy:

- Frakce 63 – 71 μm – vrstva netkané textilie nebyla hodnocena.
- Frakce 71 – 90 μm - u vrstvy netkané textilie byla sorpce v čase 30 sekund nejnižší.
- Frakce 125 – 200 μm – vrstva netkané textilie vykazovala vyšší hodnoty sorpce v časech 1800 a 3600 sekund.
- Frakce 200 – 250 μm – vrstva netkané textilie měla ve všech stanovených časech jen malé rozdíly sorpce.

U vrstvy netkané textilie byly zaznamenány lepší sorpční vlastnosti v časech 1800s a 3600s na rozdíl od nanovláknenných vrstev. Na základě výsledků měření sorpčních vlastností by se lépe v konečné struktuře netkané textilie uplatnila hrubší frakce zeolitového prášku.

Měření sorpčních vlastností zeolitu

Měření sorpčních vlastností samotného zeolitového prášku na přístroji KRÜSS je popsáno v kapitole 8.1 v experimentální části práce. Výsledky měření jsou graficky zpracovány v grafu 8 a 9. Z hodnot rychlosti sorpce zeolitového prášku vyplývá, že nižší průměr částic zeolitového prášku má nižší rychlost nasávání kapaliny. Lze předpokládat, že velikost prostoru mezi částicemi zeolitu byla v měřící destičce po stlačení menší u jemnějších frakcí a vlivem působení větších kapilárních sil byla naměřena u jemnějších frakcí nižší sorpce.

Měřením bylo zjištěno, že velikost částic zeolitového prášku má vliv na rychlost sorpce, jemný zeolitový prášek, který by byl stejnoměrně aplikován do nanovláknenné

nebo netkané vrstvy vpichované, by pravděpodobně vytvořil strukturu s lepšími sorpčními vlastnostmi, než při měření na přístroji KRÜSS. Pro lepší analýzu sorpčních vlastností doporučuji kvalitnější měření.

ZÁVĚR

Tato diplomová práce byla věnována vývoji nanovláknenných materiálů na kryty ran. Teoretická část popisuje význam nanovláknenných struktur v medicíně, kde jsou uplatňovány pro své specifické vlastnosti jako nosiče léků, biosenzory, ve tkáňovém inženýrství nebo při léčbě rány. Nanovláknenné vrstvy se vyrábějí z biokompatibilních a biodegradabilních polymerů, často obsahují aktivní uhlí, stříbro i jiné doplňky. Nanovláknenné kryty umožňují ráně dýchat, uvolňovat potřebné kapaliny, zajišťovat vlhké klima rány a snižovat trauma pacienta při převazu rány. Mezi nejrozšířenější technologii plošných a objemových struktur patří netkaná textilie, ale do popředí zájmu se dostávají i nanotkaniny, které mají velký význam zejména při fotodynamické léčbě. Rozsah vývoje nanovláknenné problematiky je ohromný a získaných informací z této oblasti stále přibývá.

V experimentální části práce jsou popsány přípravy a testování sorpčních vlastností nanovláknenných vrstev z hydrofilního 12% PVA a hydrofobního 14% PCL s inkorporovaným zeolitovým práškem různé frakce. Nanovláknenné vrstvy PVA a PCL byly vyrobeny elektrostatickým zvlákněním technikou Nanospider. Sorpční vlastnosti nanovláknenných vrstev byly porovnány nejen mezi sebou, ale také s netkanou textilií vpichovanou, která obsahovala rovněž inkorporovaný zeolitový prášek různé frakce. Netkaná textilie vpichovaná byla vyrobena z polyesterové stříže na mykacím stroji a potom zpevněná mechanickým způsobem – vpichováním. Měření sorpčních vlastností samotného zeolitového prášku bylo prováděno přístrojem KRÜSS K12. Velký význam při tomto měření má příprava vzorků a dodržování čistoty, aby vzorky nebyly znehodnoceny. Měření je provedeno na vahách vybavených dostatečně rychlou datovou komunikací s PC.

V diskusní části diplomové práce jsou vyhodnocena jednotlivá měření sorpčních vlastností daných struktur. Měřením se zjistilo, že nanovláknenná vrstva z 12% PVA se jevila jako méně vhodná pro sorpční materiály v porovnání s nanovláknennou vrstvou 14% PCL, u které byly naměřené hodnoty stabilní a výraznější sorpce byla zaznamenána u této vrstvy v kratších časech a u jemnějších frakcí. U nanovláknenných vrstev by se zřejmě lépe uplatnila jemnější frakce zeolitového prášku. Vrstva netkané textilie vpichované měla vyšší rychlost sorpce naopak v delších časech a v její struktuře by asi našla lepší uplatnění hrubší frakce zeolitového prášku.

Naměřené hodnoty jsou zcela určitě ovlivněny jistou nestejnouměrností jednotlivých vzorků, především v inkorporaci zeolitového prášku při elektrostatickém zvlákňování i při inkorporaci zeolitového prášku do vrstvy netkané textilie pomocí ultrazvuku. Hodnoty jsou také ovlivněny individuálním přístupem při přípravě vzorků a odhadem správného okamžiku odkapání.

Z měření sorpčních vlastností samotného zeolitového prášku vyplývá, že velikost částic má významný vliv na rychlost sorpce. Při větším stlačení jemnější frakce zeolitového prášku v průběhu měření přístrojem KRÜSS K12 byla zjištěna nižší rychlost nasávání testované kapaliny vlivem větších kapilárních sil. Pokud bude jemnější frakce zeolitového prášku aplikována stejnoměrně do plochy nanovláknenné vrstvy a v potřebném množství, je pravděpodobnost výrazně lepší sorpce zeolitového prášku v této struktuře než ukázalo měření samotného zeolitového prášku. Přístroj KRÜSS vyžaduje dle mého názoru určité zkušenosti a zručnost při měření a vyhodnocování výsledků. Testováním rozpustnosti obou nanovláknenných vrstev, netkané textilie vpichované a samotného zeolitového prášku vyplývá, že sorpční vlastnosti nových vláknenných materiálů pro kryty ran mohou být významně ovlivněny jemností částic zeolitového prášku, jeho množstvím, kvalitní inkorporací do plochy předem určené struktury i časem.

V nanovláknenné vrstvě najdou pravděpodobně lepší uplatnění jemnější částice zeolitového prášku a v kratších časech, ve vrstvě netkané textilie vpichované budou nejspíše lépe uplatněny hrubší částice zeolitového prášku v delších časech.

Uvědomuji si, že výsledky mých experimentů mohou obsahovat chyby způsobené lidským faktorem. Věřím, že výsledky v této práci i přes některé její nedostatky, mohou být využity k dalším studiím.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. ABHAY, Moha. Formation and Characterization Elektrospun Nonwovens Webs, Textile Management and Technology. North Carolina: Raleigh University Press, 2002.
2. BUREŠ, Ivo. Léčba rány. GLOS Semily: Galén, 2006. ISBN 807262413X.
3. BUREŠ, Ivo. Rozdělení a základní přehled moderních obvazových materiálů. Pomocník diabetologa 2007. 1. vyd. Semily: Geum, 2007. s. 150–160. ISBN 978-80-86256-528.
4. DENNINGER a GIESE: Textil- und Modellexikon [kniha]. Frankfurt/Main: Deutscher Fachverlag, 2006 [cit. 2012-01-05]. ISBN 3-87150-848-9.
5. ENDRES, M., K. NEUMANN, S., E., A. SCHRÖDER, S. VETTERLEIN, L., MORAWIETZ, J. RINGE, M. SITTINGER a C. KAPS. Human polymer-based cartilage grafts for the regeneration of articular cartilage defects. Tissue and Cell. 2007, 2007(39), 293-301.
6. GALGUT, P., N. Biomaterials. 1990, 561(11).
7. GERLA, Václav. Nanotechnologie v medicíně: Nanomedicína. Nanomedicina [online]. 15.12.2002 [cit. 2012-01-05]. Dostupné z: [/nanomedicina.sweb.cz/#Nanomedicina](http://nanomedicina.sweb.cz/#Nanomedicina)
8. HOLÍŠOVÁ, Hana. Výživa při hojení ran a chronických defektech. Brno, 2011. ISBN LF B-SZ NUT. Bakalářská práce. Masarykova univerzita v Brně. Vedoucí práce Ivo Hanke.
9. HUANG, Y., Z. ZHANG, S. RAMAKRISHNA a C., T. LIM. Polymer. 5361.
10. CHEN, G., T. SATO, H. OHGUSHI, T. USHIDA, T. TATEISHI a J. TAHALA. Culturing of skin fibroblasts in a thin PLGA/collagen hybrid mesh. Biomaterials, eISSN: 0142-9612, Vol. 26, pg. 2559-2566, 2005
11. CHOI, J., S., K., W. LEONG a H., S. YOO. Biomaterials, 2008, 587(29).
12. JAKLOVÁ, Iva. Nanotechnologie jsou hřebem současnosti. Medical Tribune [online]. 2000, 2009(32), 9.11. 2009 [cit. 2012-01-05]. Dostupné z: www.tribune.cz/clanek/15551-nanotechnologie-jsou-hrebem-soucasnosti

13. LANG, Kamil, Jiří MOSSINGER a Dana M. WAGNEROVÁ. Singletový kyslík v praxi - současnost a perspektiva. *Chemické Listy*. 2006, 2006(100), 9.
14. Mosinger J., Jirsák O., Kubát P., Lang K., Mosinger B.: Bactericidal nanofabrics based on photoproduction of singlet oxygen. *J. Mater. Chem.* 17(2) (2007) 164 – 166
 LUKÁŠ, David, Lenka MARTINOVÁ, Evžen AMLER, Lukáš ČAPEK, Lucie KOLÁČNÁ, Eva KOŠTÁKOVÁ, Ondřej NOVÁK. *Lékařské textilie 2. díl*. Praha: Asociace inovačního podnikání ČR, Novotného lávka 5, 2008. ISBN 978-80-7372-475-7.
15. MOSSINGER, Jiří. Baktericidní nanotkaniny založené na fotoprodukcí singletového kyslíku. *Akademon*. 2009, 2009(5), 1.
16. MILELLA, E., E. BRESCIA, C. MASSARO, P., A. RAMIRES, M., R. MIGLIETTA, V. FIORI a P. AVERSA. Physico-chemical properties and degradability of non-woven hyaluronan benzylic esters as tissue engineering scaffolds, *Biomaterials*, Vol. 23, pg. 1053-1063, 2002.
17. MRÁZOVÁ, Romana. Nové možnosti v hojení ran. *Zelenahvezda* [online]. 9.7.2007 [cit. 2012-01-04]. Dostupné z: www.zelenahvezda.cz/clanky-a-studie/odborne-clanky/hojeni-ran/askina-nove-moznosti-v-hojeni-ran
18. PAZDZIORA, Erich. Hodnocení antimikrobiálních účinků materiálů s obsahem nanočástic a interpretace výsledků. *NANOCON* [online]. 2009[cit. 2012-01-07]. Dostupné z: konference.tanger.cz/data/nanocon2009/sbornik/Lists/Papers/121.pdf
19. PETER, Roman. Technologie Nanospider společnosti ELMARCO. *Gate2Biotech* [online]. 23.1. 2007 [cit. 2012-01-05]. Dostupné z: www.gate2biotech.cz/technologie-nanospider-spolecnosti-elmarco/
20. PETRÁŠ, David, Dašan KIMMER, Karel SOUKUP a Petr KLUSOŇ. Bezpečná nanovlákná. *Chemické Listy*. 2009, 2009(103). Dostupné z: www.chemicke-listy.cz/docs/full/2009_12_1009-1016.pdf
21. Pospíšilová, A. Léčba chronických ran – včera, dnes a zítra. *Postgraduální medicína* [online]. 2005, 3, [cit. 2009-01-23]. Dostupné z [www: <http://www.zdn.cz/clanek/postgradualni-medicina/lecba-chronicky-ran-vcera-dnesa-zitra-167128>](http://www.zdn.cz/clanek/postgradualni-medicina/lecba-chronicky-ran-vcera-dnesa-zitra-167128).

22. RAMAKRISHNA, S. a K. FUJIHARA. An Introduction to Electrospinning and NanoFibers [publikace]. Singapore: World Scientific Publishing Ltd, 2005 [cit. 2012-01-08].
23. Stryja, J. Repetitorium hojení ran. 1. vyd. Semily: Geum, 2008. 200 s. ISBN 978-80-86256-60-3.
24. SVOBODA, Miroslav. Mikrofilamentární aktivovaný uhlík (MAU) a léčba chronických ran. Diagnóza v ošetřovatelství. 2011, roč. 7(č. 1). Dostupné z: www.medvik.cz/bmc/view.do?gid=832563
25. ŠTĚPÁN, P. Spřádání a výroba nanovláken: Spřádání a výroba materiálů na bázi nanovláken. Vlast [online]. 17.10. 2010 [cit. 2012-01-05]. Dostupné z: vlast.cz/spradani-a-vyroba-nanovlaken/
26. ŠTRÁGOVÁ, Markéta. Léčba ran ponovu. Zelenahvezda [online]. 12.1.2011 [cit. 2012-01-04]. Dostupné z: [/www.zelenahvezda.cz/clanky-a-studie/odborne-clanky/hojeni-ran/lecba-ran-ponovu](http://www.zelenahvezda.cz/clanky-a-studie/odborne-clanky/hojeni-ran/lecba-ran-ponovu)
27. VAŠÁTKO, Jiří. Zeolit - materiál, který s tlakem zvětšuje objem. Aldebaran Bulletin. 2004, roč. 2(č. 45). Dostupné z: C:\Documents and Settings\Pirich\Dokumenty\Jiří Vašátko Zeolit – materiál, který s tlakem zvětšuje objem.mht
28. WARD, A., G. a A. COURTS. The Science and technology of Gelatin. London: Academic Press, 1977.
29. WNEK, G., E. a G.,L. BOWLIN Encyclopedia of Biomaterials and Boimedical
30. WU, Z., T. LIVNEH, Y., X. ZHANG, G. CHENG, J. WANG, J. TANG, M. MOSKOVITS a G., D. STUCKY. Nano Lett. 2337, 2004(4).
31. YANG, F., R. MURUGAN, S. RAMAKRISHNA, X., Ma, Y., -X WANG, S. WANG. Biomaterials. 2004, 1891(25).
32. YOSHIMOTO, H., Y., M. SHIN, H. TERAJ a J., P. VACANTI. Biomaterials. 2003, 2077(24).
33. ZHANG, K., Y. WANG, M., A. HILLMYER a L., F. FRANCIS. Biomaterials, 2489 2004(25).

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1: Tabulky

Příloha č. 2: Grafy a tabulky ke grafům

Příloha č. 1

Tabulka 3: Hodnoty hmotností suchých vzorků PVA bez prášku i s práškem zeolitu a po odkapání v přesně stanovených časech, hmotnosti suchého zeolitového prášku a hodnoty sorpce v %.

S [s]	Frakce [μm]	Vzorek PVA	m [g]	m _t [g]	m ₁ [g]	m _{pr} [g]	m _p [g]	h _t [%]	h _p [%]	h _{pr} [%]
30	200 – 250	1APVA	0,029	0,109	0,056	0,027	0,214	275,86	792,59	516,73
		1BPVA	0,029	0,109	0,050	0,021	0,293	275,86	1395,24	1119,38
	125 – 200	2APVA	0,028	0,113	0,100	0,072	0,423	303,57	587,50	283,93
		2BPVA	0,028	0,113	0,108	0,080	0,423	303,57	528,75	225,18
	71 – 90	3APVA	0,031	0,110	0,038	0,007	0,175	254,84	2500,00	2245,16
		3BPVA	0,031	0,110	0,037	0,006	0,162	254,84	2700,00	2445,16
	63 – 71	4APVA	0,021	0,106	0,047	0,026	0,237	404,76	911,54	506,78
		4BPVA	0,021	0,106	0,049	0,028	0,236	404,76	842,86	438,10
300	200 – 250	1DPVA	0,029	0,199	0,048	0,019				
		1EPVA	0,029	0,199	0,052	0,024	0,296	586,21	1233,33	647,12
	125 – 200	2DPVA	0,028	0,134	0,085	0,055	0,350	387,57	636,36	248,79
		2EPVA	0,028	0,134	0,080	0,052	0,250	378,57	480,77	102,20
	71 – 90	3DPVA	0,031	0,187	0,044	0,013				
		3EPVA	0,031	0,187	0,036	0,005				
	63 – 71	4DPVA	0,021	0,158	0,055	0,034	0,291	652,38	855,88	203,50
		4EPVA	0,021	0,158	0,052	0,031	0,031	652,38	929,03	276,65
1800	200 – 250	1FPVA	0,029	-	0,053	0,025	-	-	-	-
		1GPVA	0,029	-	0,063	0,035	-	-	-	-
	125 – 200	2FPVA	0,028	-	0,110	0,082		-	-	-
		2GPVA	0,028	-	0,108	0,080		-	-	-
	71 – 90	3FPVA	0,031	-	0,045	0,014		-	-	-
		3GPVA	0,031	-	0,038	0,007		-	-	-
	63 – 71	4FPVA	0,021		0,045	0,024		-	-	-
		4GPVA	0,021	-	0,056	0,035		-	-	-
3600	200 – 250	1HPVA	0,029	-	0,045	0,017		-	-	-
		1CHPVA	0,029	-	0,047	0,019		-	-	-
	200 – 250	2HPVA	0,028	-	0,112	0,082		-	-	-
		2CHPVA	0,028	-	0,110	0,084		-	-	-
	71 – 90	3HPVA	0,031	-	0,029	0,000		-	-	-
		3CHPVA	0,031	-	0,028	0,000		-	-	-
	63 – 71	4HPVA	0,021	-	0,051	0,030		-	-	-
		4CHPVA	0,021	-	0,053	0,032		-	-	-

Legenda k tabulce 3:

m = hmotnost suchého vzorku bez prášku

m_t = hmotnost vzorku bez prášku po odkapání

m₁ = hmotnost suchého vzorku s práškem

m_p = hmotnost vzorku s práškem po odkapání

m_{pr} = hmotnost prášku

h_t = hodnota sorpce vzorku bez prášku

h_p = hodnota sorpce vzorku s práškem

h_{pr} = hodnota sorpce prášku po odečtení hodnot sorpce vzorku s práškem a bez prášku

- = v čase 1800s a 3600s se vysrážená nanovláknenná vrstva z PVA oddělila od podkladové textilie a pak se rozpustila.

Tabulka 5: Hodnoty hmotností suchých vzorků PCL bez prášku i s práškem zeolitu a po odkapání v přesně stanovených časech, hmotnosti suchého zeolitového prášku a hodnoty sorpce v %.

S [s]	Frakce [μm]	Vzorek PCL	m [g]	m _t [g]	m _l [g]	m _{pr} [g]	m _p [g]	h _t [%]	h _p [%]	h _{pr} [%]
30	200-250	1APCL	0,069	0,192	0,105	0,036	0,290	178,26	808,33	630,07
		1BPCL	0,069	0,192	0,101	0,032	0,223	178,26	696,88	518,62
	125-200	2APCL	0,072	0,199	0,178	0,106	0,682	176,39	643,40	467,01
		2BPCL	0,072	0,199	0,206	0,134	0,696	176,39	519,40	343,01
	71 - 90	3APCL	0,071	0,197	0,088	0,017	0,411	177,46	2417,64	2240,18
		3BPCL	0,071	0,197	0,120	0,049	0,504	177,46	1028,57	851,11
	63 - 71	4APCL	0,052	0,179	0,075	0,023	0,247	244,23	1073,91	829,68
		4BPCL	0,052	0,179	0,077	0,025	0,248	244,23	992,00	747,77
300	200-250	1DPCL	0,069	0,211	0,070	0,001	-	-	-	-
		1EPCL	0,069	0,211	0,098	0,029	0,229	205,80	789,66	583,86
	125-200	2DPCL	0,072	0,221	0,202	0,130	0,682	206,94	524,62	317,68
		2EPCL	0,072	0,221	0,193	0,121	0,646	206,94	533,88	326,94
	71 - 90	3DPCL	0,071	0,218	0,050	0,050	0,549	294,37	1098,00	803,63
		3EPCL	0,071	0,218	0,108	0,037	0,318	294,37	859,46	565,09
	63 - 71	4DPCL	0,052	0,185	0,075	0,023	0,268	255,77	1165,22	909,45
		4EPCL	0,052	0,185	0,070	0,018	-	-	-	-
1800	200-250	1FPCL	0,069	0,224	0,029	0,029	0,208	224,64	717,24	492,60
		1GPCL	0,069	0,224	0,102	0,033	0,266	224,64	806,06	581,42
	125-200	2FPCL	0,072	0,231	0,190	0,118	0,667	220,83	565,25	344,42
		2GPCL	0,072	0,231	0,176	0,104	0,665	220,83	639,42	418,59
	71 - 90	3FPCL	0,071	0,225	0,090	0,019	0,425	216,90	2236,84	2019,94
		3GPCL	0,071	0,225	0,107	0,036	0,475	216,90	1319,44	1102,54
	63 - 71	4FPCL	0,052	0,194	0,086	0,034	0,304	273,08	894,11	621,03
		4GPCL	0,052	0,194	0,077	0,025	0,265	273,08	1060,00	786,92
3600	200-250	1HPCL	0,069	0,282	0,079	0,010	-	-	-	-
		1CHPCL	0,069	0,282	0,082	0,013	-	-	-	-
	125-200	2HPCL	0,072	0,301	0,202	0,130	0,482	318,06	370,77	52,71
		2CHPCL	0,072	0,301	0,081	0,009	-	-	-	-
	71 - 90	3HPCL	0,071	0,228	0,114	0,043	0,226	221,13	525,58	304,45
		3CHPCL	0,071	0,228	0,078	0,002	-	-	-	-
	63 - 71	4HPCL	0,052	0,201	0,098	0,046	0,273	286,54	593,48	306,94
		4CHPCL	0,052	0,201	0,056	0,004	-	-	-	-1

Legenda k tabulce 5:

m = hmotnost suchého vzorku bez prášku

m_t = hmotnost vzorku bez prášku po odkapání

m_l = hmotnost suchého vzorku s práškem

m_p = hmotnost vzorku s práškem po odkapání

m_{pr} = hmotnost prášku

h_t = hodnota sorpce vzorku bez prášku

h_p = hodnota sorpce vzorku s práškem

h_{pr} = hodnota sorpce prášku po odečtení hodnot sorpce vzorku s práškem a bez prášku

- = hodnoty hmotnosti prášku pod 0,02, měření neproběhlo

Tabulka 7: Hodnoty hmotností suchých vzorků NT bez prášku i s práškem zeolitu a po odkapání v přesně stanovených časech, hmotnosti suchého zeolitového prášku a hodnoty sorpce v %.

S [s]	Frakce [μm]	Vzorek NT	m [g]	m _t [g]	m ₁ [g]	m _p [g]	m _{pr} [g]	h _t [%]	h _p [%]	h _{pr} [%]
30	200–250	1ANT	0,450	3,914	0,783	4,600	0,333	769,78	1381,38	611,60
		1BNT	0,450	3,914	0,741	3,956	0,291	769,78	1359,46	589,68
	125–200	2ANT	0,456	3,915	0,645	4,301	0,189	758,56	2275,66	1517,10
		2BNT	0,456	3,915	0,699	4,403	0,243	758,56	1802,30	1043,74
	71 – 90	3ANT	0,445	3,913	0,889	4,160	0,444	779,33	936,94	157,61
		3BNT	0,445	3,913	0,867	4,093	0,442	779,33	926,02	146,69
	63 – 71	-	-	-	-	-	-	-	-	-
		-	-	-	-	-	-	-	-	-
300	200–250	1DNT	0,450	3,942	0,745	3,985	0,295	776,00	1350,85	574,85
		1ENT	0,450	3,942	0,748	4,069	0,298	776,00	1365,44	589,44
	125–200	2DNT	0,456	3,944	0,737	4,152	0,281	764,91	1477,58	712,67
		2ENT	0,456	3,944	0,738	4,238	0,282	764,91	1502,84	737,93
	71 – 90	3DNT	0,445	3,942	0,757	4,505	0,312	785,84	1443,91	658,07
		3ENT	0,445	3,942	0,780	4,515	0,335	785,84	1347,76	561,92
	63 – 71	-	-	-	-	-	-	-	-	-
		-	-	-	-	-	-	-	-	-
1800	200–250	1FNT	0,450	3,284	0,765	3,932	0,315	629,78	1248,25	396,25
		1GNT	0,450	3,284	0,742	3,837	0,286	629,78	1341,61	489,61
	125–200	2FNT	0,456	3,282	0,749	4,071	0,293	619,74	1389,42	550,38
		2GNT	0,456	3,282	0,748	4,022	0,292	619,74	1377,40	538,36
	71 – 90	3FNT	0,445	3,285	0,849	4,190	0,404	638,20	1037,13	174,21
		3GNT	0,445	3,285	0,856	4,418	0,411	638,20	1074,94	212,02
	63 – 71	-	-	-	-	-	-	-	-	-
		-	-	-	-	-	-	-	-	-
3600	200–250	1HNT	0,450	3,671	0,747	3,925	0,297	715,78	1321,55	383,55
		1CHNT	0,450	3,671	0,741	3,912	0,291	715,78	1344,33	406,33
	125–200	2HNT	0,456	3,670	0,775	4,147	0,319	704,82	1300,00	375,88
		2CHNT	0,456	3,670	0,688	4,025	0,232	704,82	1734,91	810,79
	71 – 90	3HNT	0,445	3,697	0,747	4,459	0,302	724,49	1476,49	527,28
		3CHNT	0,445	3,669	0,709	4,028	0,264	724,49	1525,76	576,55
	63 – 71	-	-	-	-	-	-	-	-	-
		-	-	-	-	-	-	-	-	-

Legenda k tabulce 7:

m = hmotnost suchého vzorku bez prášku

m_t = hmotnost vzorku bez prášku po odkapání

m_1 = hmotnost suchého vzorku s práškem

m_p = hmotnost vzorku s práškem po odkapání

m_{pr} = hmotnost prášku

h_t = hodnota sorpce vzorku bez prášku

h_p = hodnota sorpce vzorku s práškem

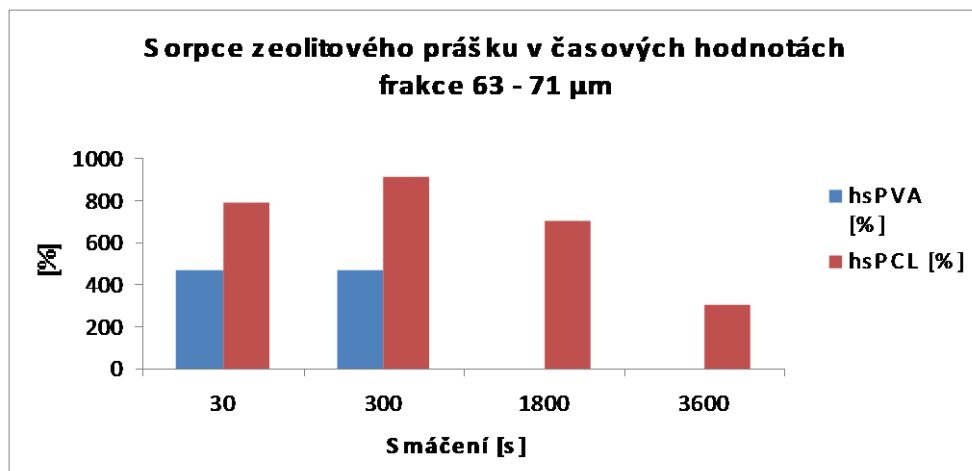
h_{pr} = hodnota sorpce prášku po odečtení hodnot sorpce vzorku s práškem a bez prášku

- frakce 63–71 μm byla pro danou strukturu NT vpichované příliš jemná a prášek zeolitu propadal danou strukturou

Příloha č. 2

Tabulka 9: Hodnoty ke grafu 4

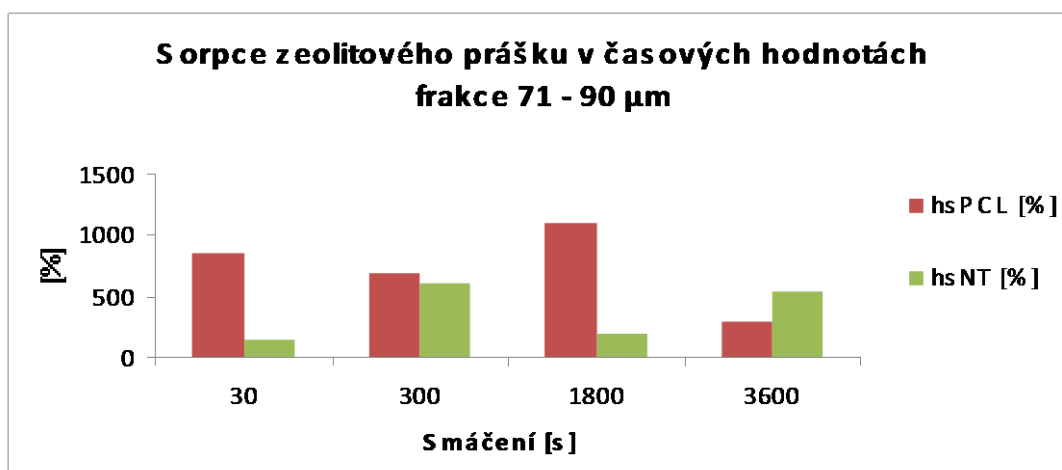
Frakce: 63 - 71 [μm]				
smáčení	30	300	1800	3600
h_{sPVA} [%]	472,44	472,44	0	0
h_{sPCL} [%]	788,73	909,45	703,98	306,94
h_{sNT} [%]	0	0	0	0



Graf 4: Sorpce zeolitového prášku v časových hodnotách - frakce 63 - 71 μm

Tabulka 10: Hodnoty ke grafu 5

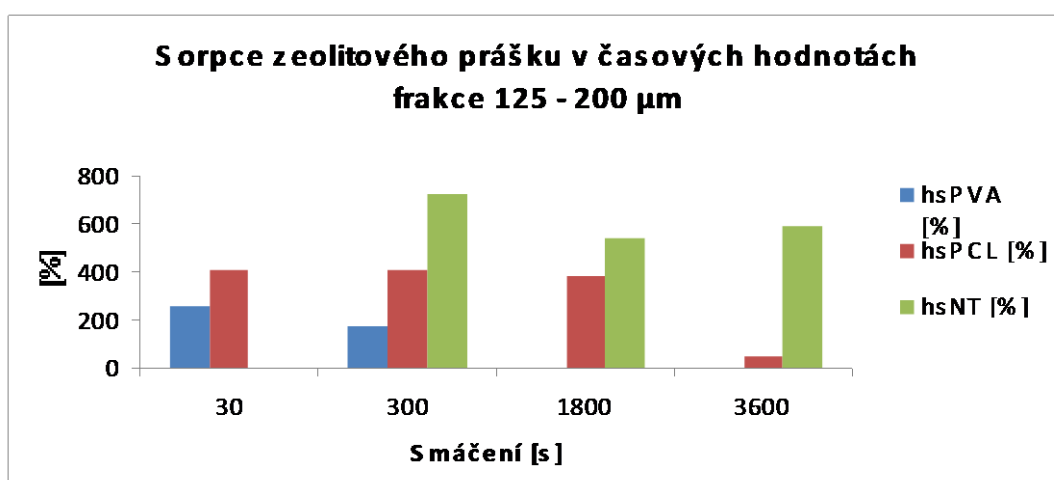
Frakce: 71 - 90 [μm]				
smáčení	30	300	1800	3600
h_{sPVA} [%]	0	0	0	0
h_{sPCL} [%]	851,11	684,36	1102,54	304,45
h_{sNT} [%]	152,15	610	193,12	551,92



Graf 5: Sorpce zeolitového prášku v časových hodnotách - frakce 71 – 90 μm

Tabulka 11: Hodnoty ke grafu 6

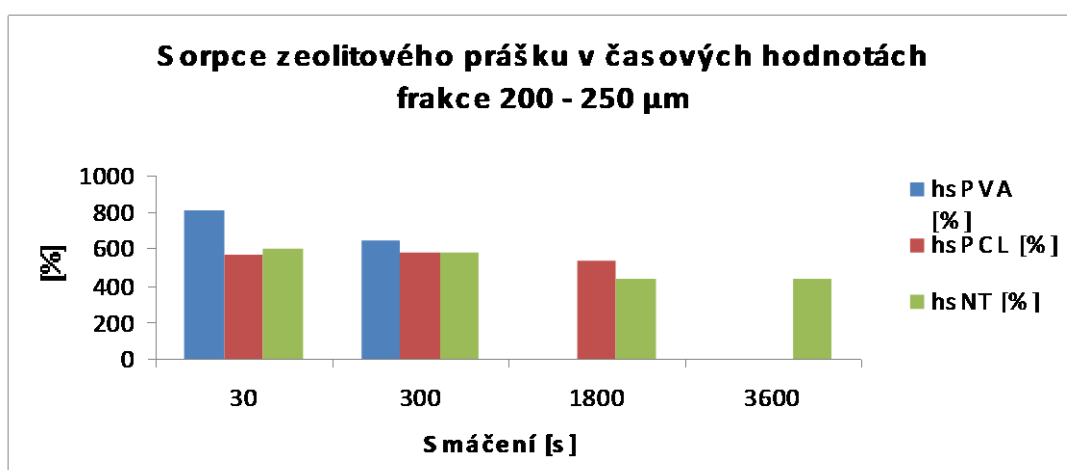
Frakce: 125 - 200 [μm]				
smáčení [s]	30	300	1800	3600
h_{sPVA} [%]	254,56	175,5	0	0
h_{sPCL} [%]	405,01	405,01	381,51	52,71
h_{sNT} [%]	0	725,3	544,37	593,34



Graf 6: Sorpce zeolitového prášku v časových hodnotách - frakce 125 – 200 μm

Tabulka 12: Hodnoty ke grafu 7

Frakce: 200 - 250 [μm]				
smáčení [s]	30	300	1800	3600
h_{sPVA} [%]	818,06	647,12	0	0
h_{sPCL} [%]	574,35	583,86	537,01	0
h_{sNT} [%]	600,64	582,15	442,93	442,93



Graf 7: Sorpce zeolitového prášku v časových hodnotách - frakce 200 – 250 μm